

**STEREOPHOTOGRAMMETRISCHE
UNTERSUCHUNG ZUR REPOSITIONSGENAUIGKEIT
VON OSTEOSYNTHESEN AM UNTERKIEFER**

STEFAN LASER

1986

Aus der Klinik und Poliklinik für Kieferchirurgie
der Universität München

Vorstand: Professor Dr. Dr. D. Schlegel

STEREOPHOTOGRAMMETRISCHE
UNTERSUCHUNG ZUR REPOSITIONSGENAUIGKEIT
VON OSTEOSYNTHESEN AM UNTERKIEFER

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Stefan Laser

aus

München

1 9 8 6

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. D. Schlegel
Prof. Dr. H. Grasser

Mitberichterstatter: Prof. Dr. P. Krueger
Prof. Dr. F. Martin

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Priv.-Doz. Dr. J. Randzio

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 16.12.1986

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	3
2.	Literaturübersicht	5
2.1.	Allgemeiner Teil	5
2.2.	Spezieller Teil	7
2.2.1.	Die Drahtnaht	7
2.2.2.	Die Drahtaufhängung	11
2.2.3.	Die Drahtumschlingung	13
2.2.4.	Die Markdrahtung und perkutane Drahtspickung	14
2.2.5.	Die perkutane Osteosynthese	17
2.2.6.	Osteosynthese mit Platten	20
2.2.7.	Frakturheilung	35
3.	Problemstellung	38
4.	Experimenteller Teil	40
4.1.	Untersuchungsmaterial	40
4.2.	Untersuchungsmethode - Grundlagen der Stereophotogrammetrie	41
4.2.1.	Zentralprojektion	41
4.2.2.	Innere und äußere Orientierung	43
4.2.3.	Raumkoordinaten und Bildkoordinaten	44
4.2.4.	Doppelbildmessung und Normalfall der Stereophotogrammetrie	45
4.3.	Anwendungsbereiche der Stereophotogrammetrie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde	47
4.4.	Spezieller Teil	49
4.4.1.	Versuchsaufbau	49
4.4.1.1.	Kamera	49
4.4.1.2.	Stativ	50

4.4.2.	Versuchsdurchführung	52
4.4.2.1.	Vorbereitung der Unterkiefer	52
4.4.2.2.	Ausrichtung der Unterkiefer zur Nullaufnahme	54
4.4.2.3.	Kamerajustierung	55
4.4.2.4.	Nullaufnahme	56
4.4.2.5.	Sägeosteotomie	56
4.4.2.6.	Die Osteosynthese	58
4.4.2.7.	Auswertung der Stereobildpaare	59
4.4.3.	Fehlertheorie und Fehlerrechnung	60
4.4.3.1.	Allgemeine Fehlertheorie	60
4.4.3.2.	Spezielle Fehlerbetrachtung und Fehlerrechnung	63
4.4.4.	Versuchsergebnisse	67
4.4.4.1.	Beschreibung und Interpretation der Meßbilder	70
4.4.4.2.	Statistische Auswertung	84
4.4.4.2.1.	Verteilungsdiagramme	84
4.4.4.2.2.	Konfidenzbereiche für die Abstandsänderungen in der XY-Ebene	89
4.4.4.2.3.	Konfidenzbereiche für die Lageveränderungen der Meßpunkte 2, 3, 4 und 5 in der Z-Richtung	91
5.	Diskussion	94
6.	Schlußbetrachtung	107
7.	Zusammenfassung	108
8.	Anhang	109
8.1.	Erläuterung	109
8.2.	Tabellen I bis XIV	111
8.3.	Tabellen XV bis XXI	126
8.4.	Mathematische Grundlagen zur Berechnung des 95 % - Vertrauensbereiches des Mittelwertes μ	132
8.5.	Tabellen XXII bis XXVI	133
9.	Literaturverzeichnis	136

1. Einleitung

Die operative Versorgung von Unterkieferfrakturen ist in den letzten Jahren dadurch gekennzeichnet, daß man durch eine funktionsstabile Osteosynthese unter Verzicht auf eine intermaxilläre Immobilisation eine rasche knöcherne Konsolidierung der Fraktur zu erreichen sucht. Insbesondere hat der Einsatz von Osteosyntheseplatten einen Aufschwung und eine beträchtliche Indikationserweiterung erlebt. Dies ist nicht zuletzt ein Verdienst der Schweizer Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) durch die Erarbeitung standardisierter Operationstechniken und -instrumentarien.

Neuentwicklungen, gleich auf welchem Gebiet, fördern die kritische Auseinandersetzung mit den bis dahin praktizierten Methoden der Frakturbehandlung, seien es konservative (u.a. intraorale Drahtligaturschienen) oder auch bekannte operative Behandlungsmethoden (Drahtnaht, circumferential wiring, craniofaciale Drahtaufhängung, Marknagelung, Platten).

Das Ziel jeglicher Frakturbehandlung ist die Wiederherstellung von Form und Funktion des frakturierten Skeletteiles. Das Hauptaugenmerk liegt bei der konservativen Kieferbruchbehandlung auf der Wiederherstellung einer einwandfreien Okklusion, nicht zuletzt deshalb, weil die Fraktur selbst nicht dargestellt wird. Man schließt aus einer entsprechenden Rekonstruktion der Okklusion auf eine entsprechend gute Reposition der Fragmente.

Bei der operativen Behandlung hingegen liegt das Hauptaugenmerk auf der Beurteilung der Repositionsgenauigkeit im Bereich des intra operationem dargestellten Frakturverlaufes. Eine Okklusionskontrolle während der Operation ist aus Gründen der Asepsis bei extraoralem Zugang erschwert.

Durch die Entwicklung von Osteosynthesetechniken mit endoralem Zugang versucht man in letzter Zeit, diesen Nachteil auszugleichen. Dieses Vorgehen besitzt daneben den großen Vorteil, keine Narben im Gesichtsbereich zu hinterlassen. In der heutigen Gesellschaft, die auf Ästhetik besonderen Wert legt, sollte man diesen Vorzug nicht unterschätzen. Dies unterstreicht SCHLEGEL (140), indem er das Gesicht als Visitenkarte des modernen Menschen bezeichnet.

Durch die Entwicklung der selbstspannenden Druckplattenosteosynthese tauchte das Problem der linguale und alveolären Spaltbildung durch die anatomisch bedingte exzentrische Anbringung der Platten am Unterrand der Mandibula auf. Vielfältige Versuche wurden unternommen, ohne dieses Problem zu lösen. Diese Spaltbildung verursacht eine Lageveränderung der Kiefergelenksköpfchen. HOFFMEISTER et al. (68) untersuchten die Abstandsveränderungen der Kondylen bei der Versorgung einer Medianfraktur in vitro mittels zweidimensionaler Abstandsmessung. Die vorliegende Arbeit hat zum Ziel, die Fragmentverlagerungen nach artifizieller Osteotomie in vitro dreidimensional zu erfassen.

2. Literaturübersicht

2.1. Allgemeiner Teil

Die konservative Frakturversorgung im zahntragenden Teil des Unterkiefers mittels dentaler Schienungsverbände in Verbindung mit regelrechter Einstellung der Okklusion und absoluter Ruhigstellung über eine intermaxilläre Verschnürung zum Gegenkiefer stellt bei der Mehrzahl der Unterkieferfrakturen auch heute noch die Methode der Wahl dar und ist dann jeder operativen Frakturversorgung vorzuziehen (LENTRODT u. HÖLTJE, 84; LUHR, 92; SCHROLL, 145).

Dagegen stellen die folgenden Frakturen bzw. Frakturtypen eine Indikation für ein operatives Vorgehen dar:

1. Frakturen der zahnlosen oder unzureichend bezahnten Mandibula (ohne Kollumfrakturen) mit starker Dislokation der Fragmente
2. Frakturen ohne die Möglichkeit der intermaxillären Immobilisation mittels zahngetragener oder prothesengestützter intraoraler Schienenverbände (siehe auch 3.4.)
3. Frakturen im bezahnten Kiefer
 - 3.1. bei gleichzeitigen Gelenkfrakturen
 - 3.2. bei dislozierten Kieferwinkelfrakturen
 - 3.3. bei Weichteilinterposition
 - 3.4. bei unmöglicher intermaxillärer Immobilisation:
 - bei Anfallsleiden
 - bei Erkrankungen des Respirationstraktes
 - bei Polytraumatisierten
 - bei akuten oder chronischen Schleimhautentzündungen

4. Pseudarthrosen
5. Fixierung eines Knochentransplantates
6. Stückaussprengungen
7. Trümmerfrakturen
8. Mehrfachfrakturen

(GRASSER, 57; HEISS u. GRASSER, 63; LENTRODT u. HÖLTJE, 84; LUHR, 89, 91, 92; NIEDERDELLMANN, 107; NIEDERDELLMANN u. SCHILLI, 108; SCHILLI, 137; SONNENBURG, 158; SPIESSL, 161 SPIESSL u. SCHROLL, 164).

Insbesondere durch die Einführung funktionsstabiler Osteosyntheseverfahren in die Kieferchirurgie (CHAMPY et al., 23; HEISS u. GRASSER, 64; LUHR, 93; NIEDERDELLMANN, 107; SCHMOKER, 141; SPIESSL et al., 163) hat die operative Versorgung von Unterkieferfrakturen in den letzten Jahren eine erhebliche Indikationserweiterung erfahren.

Gleichzeitig war man bestrebt, die Grenzen konservativer Verfahren der Frakturbehandlung (dentale Schienungsverbände bzw. Prothesenschienen mit circumferential wiring und jeweils intermaxillärer Immobilisation) bzw. kombiniert chirurgisch konservativer Vorgehensweisen (z.B. Drahtnaht mit zusätzlich notwendiger intermaxillärer Immobilisation bzw. günstigenfalls mit Einkieferschienung) zu überwinden.

Die Einführung der Antibiotika, die Lösung metallurgischer Probleme mit der Entwicklung gewebefreundlicher rostfreier Stähle bzw. korrosionsfreier Kobaltlegierungen und nicht zuletzt verfeinerte Operationstechniken brachten eine größere Erfolgssicherheit der operativen Versorgung und führten zu deren stärkerer Verbreitung (LENTRODT u. HÖLTJE, 84).

2.2. Spezieller Teil

2.2.1. Die Drahtnaht

Die Drahtnaht ist eine der ältesten operativen Behandlungsmethoden von Knochenfrakturen. KEARNEY-RODGERS (72) soll sie 1826 als Erster im Kieferbereich angewendet haben, während von DROEGE (35) KINLOCH (um 1840) und THOMAS (1859) als Erste genannt werden, die diese Art der Kieferbruchbehandlung seinerzeit besonders für die Behandlung von Unterkieferfrakturen angaben (ANDRUSCH, 4; DROEGE, 35; RENNER, 127).

So alt wie ihre Geschichte ist der Streit über die Notwendigkeit und Indikation der Drahtnaht. WASSMUND (176) schränkt die Anwendung der Knochennaht weitgehend ein, während BROSCHE (15) den Einsatz der Drahtnaht in der Kieferbruchbehandlung sogar als falsch bezeichnet. Differenzierter steht REICHENBACH (126) der Drahtnaht gegenüber, der in entsprechend gelagerten Fällen die Notwendigkeit zur operativen Frakturversorgung mittels Drahtnaht anerkennt. WUNDERER (178) akzeptiert sie nur im Einzelfall als unterstützende Maßnahme bei Frakturen im bezahnten Kiefer. Wirklich indiziert sei sie nur bei Frakturen des zahnlosen Kiefers bzw. bei Frakturen in nicht zahntragenden Abschnitten mit gleichzeitiger erheblicher Dislokation der Fragmente (WUNDERER, 178). Auch DROEGE (35) erachtet die Drahtosteosynthese höchstens bei komplizierten Brüchen unter antibiotischer Abdeckung als diskutabel.

Die früher weit verbreitete Ablehnung der Drahtnaht ist hauptsächlich durch Mißerfolge und mögliche Komplikationen begründet. Ostitiden und Sequestrierungen durch die operative Freilegung der Fraktur von extraoral her (REICHENBACH, 126), oft bei gleichzeitiger Verbindung zur Mundhöhle (DROEGE, 35), Pseudarthrosen durch mangelnde Ruhig-

stellung und Stabilität (BROSCH, 15), Verletzung von Nerven und Zahnwurzeln (DIETRICH, 32), wie auch fremdkörper- (BROSCH, 15; DIETRICH, 32; REICHENBACH, 126) und korrosionsbedingte Heilungsstörungen durch nicht ausreichend korrosionsfeste Drahtmaterialien (SCHWENZER u. RENNER, 154; RENNER, 127) bestimmten das Bild der Fehlschläge.

Erst mit der Verbesserung der chirurgischen Behandlungsmethoden unter streng aseptischen Bedingungen, dem Einsatz von Antibiotika, der Verwendung rostfreier Stahldrähte und nicht zuletzt durch zusätzliche Ruhigstellung der Fraktur durch konventionelle intraorale und/oder extraorale Schienungsverbände konnte es zu einer Indikationserweiterung für die Drahtnaht kommen (DIETRICH, 32; REICHENBACH, 126). Mit den heutigen austenitischen Drahtsorten vom Typ V₄AS (SCHWENZER u. DIEKMANN, 153; SCHWENZER u. RENNER, 154), die keine die Osteosynthese gefährdende Korrosion aufweisen (RENNER, 127), kann die Drahtnaht als sicheres Osteosynthesemittel betrachtet und empfohlen werden (BROSCH, 15; NEUNER, 106; SCHWENZER, 150, 152).

Gleichwohl ist die Frage nach der Metallschädigung auch heute noch aktuell (SCHWENZER u. DIEKMANN, 153; SCHWENZER u. RENNER, 154) und nach Untersuchungen von DIELERT (30) nicht zu unterschätzen. Jedoch ist man sich heute darin einig, daß die nur einen kleinen Fremdkörper darstellende Drahtnaht in der Regel belassen werden kann (ERLE, 37; ERLE u. PETZ, 38), während die übrigen Osteosynthesematerialien (Platten, Schrauben, Spickdrähte, Marknägeln) zu entfernen sind (KRÜGER, 77; SCHWENZER, 151; SCHWENZER u. DIEKMANN, 153).

Erst ab 1967 wurden die verschiedenen Modifikationen der Drahtnaht von SCHWENZER einer eingehenden Untersuchung bezüglich ihrer mechanischen Festigkeit unterzogen, wobei

sich die parallele doppelte Drahtligatur (siehe Abb. 1) als stabilste erwies (SCHWENZER, 150; SCHWENZER u. DIEKMANN, 153). Vorzugsweise verwendet man im Kiefer-Gesichtsbereich die Drahtstärke 0,35 - 0,5 mm. In einer Erhöhung der Drahtstärke auf 0,7 - 0,8 mm zur Erreichung einer funktionsstabilen Osteosynthese nach LUKJANENKO (95, 96) sehen SCHWENZER u. DIEKMANN (153) keinen Vorteil, da nach deren Erfahrungen am Unterkiefer eine zusätzliche intermaxilläre Ruhigstellung in jedem Fall notwendig ist und für die Adaptation der Fragmente eine Drahtstärke von 0,4 mm ausreicht.



Abb. 1: Beispiel für eine doppelte parallele Drahtnaht aus vorzugsweise 0,35 bis 0,5 mm starkem austenitischen V₄AS-Stahldraht, wie sie SCHWENZER und Mitarbeiter angeben (153, 154).

Weitere Modifikationen der Drahtnaht mit erhöhter Stabilität werden von NEUNER (106) und BRONS u. BOERING (14) angegeben. Diese sollen eine funktionelle Behandlung von Unterkieferfrakturen ermöglichen (NEUNER, 106) bzw. so funktionsstabil sein, daß auf eine intermaxilläre Immobilisation verzichtet werden kann (BRONS u. BOERING, 14).

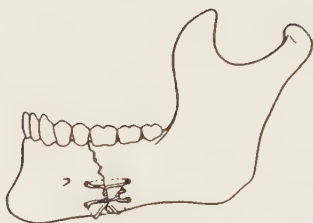


Abb. 2: Stabile Drahtnaht nach BRONS u. BOERING (14), die einer Kombination aus einfacher Drahtligatur und Achterligatur entspricht.

Es muß in diesem Zusammenhang jedoch darauf hingewiesen werden, daß die Drahtnaht in jedem Fall nur als unterstützende Maßnahme bei der konventionellen Frakturbehandlung mit intraoralen Schienungsverbänden in solchen Fällen anzusehen ist, bei denen nach Einstellung der Okklusion noch Abweichungen der Fragmente festzustellen sind, die einer zusätzlichen operativen Reposition bedürfen (KRÜGER, 76, 77; SCHWENZER, 72, 73).

Auf eine zusätzliche Ruhigstellung, sei es über eine intermaxilläre Verschnürung oder zumindest eine Einkieferschienung bei Frakturen im bezahnten Kiefer, kann man in keinem Fall verzichten, da die Drahtnaht als alleiniges Fixationselement den Belastungen bei kaufunktionellen Bewegungen nicht standhält (BRONS u. BOERING, 14; DIEKMANN, 27; DROEGE, 35; KRÜGER, 76, 77; NEUNER, 106; SCHWENZER, 150; SONNENBURG, 159; STELLMACH, 168).

RANDZIO (122) modifizierte die Drahtnaht dahingehend, daß durch Einführung eines neuen Verbindungselementes, dem Tölzer Drahtschloß, bei der Vereinigung der Drahtenden die Drahtfestigkeit in vollem Umfang erhalten bleibt. Dabei handelt es sich um eine quaderförmige Klemmschraubenverbindung, bei der ein Drahtende in einer Längsbohrung fest verankert ist, das zweite nach Spannung des Drahtes mittels einer speziellen Spannvorrichtung unter dem Senkkopf der Schraube festgeklemmt wird.

2.2.2. Die Drahtaufhängung

Bei der von ADAMS (1) entwickelten Drahtaufhängung, auch craniofaciale Aufhängung oder internal wire fixation genannt (ANDRUSCH, 4; SPIESSL, 161; ZISSER u. ESKICI, 179), werden frakturierte Teile des Oberkiefers nach der Reposition über Drahtschlingen mit Hilfe entsprechender Schienungselemente (dentale Schienungstypen, Prothesen bzw. Verbandsplatten bei nicht oder ungenügend bezahntem Kiefer) an höher liegenden Skeletteilen zur Schädelbasis hin fixiert.

Je nach Anheftungspunkt am Gesichtsskelett unterscheidet man (siehe auch Abb. 2):

- die frontomaxilläre Drahtaufhängung mit Insertion am Processus zygomaticus ossis frontalis (1),
- die maxillomaxilläre Drahtaufhängung mit Insertion am Rand der Apertura piriformis (2) oder dem Infraorbitalrand (3) und
- die zygomaticomaxilläre Drahtaufhängung mit Insertion am Processus zygomaticus (4).

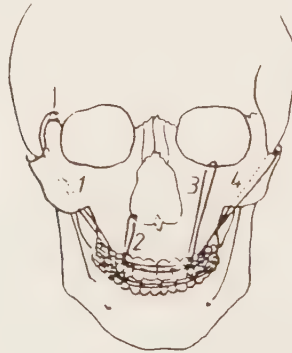


Abb. 3: Die verschiedenen Arten der cranio-facialen Aufhängung zur Stabilisierung von Oberkieferfrakturen.

Die Methode ist indiziert bei allen Oberkieferfrakturen oder, wenn auf einen konventionellen bimaxillären Schienungsverband nicht verzichtet und dieser wegen mangelnder Bezahnung nicht befestigt werden kann (ANDRUSCH, 4; GRASSER, 57; KRÜGER, 76, 77; SCHWENZER, 152; SPIESSL, 161).

2.2.3. Die Drahtumschlingung

Die perimandibuläre Drahtumschlingung (auch circumferential wiring genannt) geht auf GOODSELL (54) zurück und dient der Versorgung von Unterkieferschräg- oder -diagonalfrakturen, vorzugsweise bei nicht oder nur teilbezahnten Unterkiefern oder im Wechselgebiß.

Dabei werden vorhandene Prothesen oder gegebenenfalls anzufertigende Verbandsplatten zur Fixierung der Fraktur herangezogen (siehe Abb. 4).



Abb. 4: Technik der perimandibulären Drahtumschlingung

Eine Reverdinnadel wird von extraoral perkutan unter ständigem Knochenkontakt lingual durch die Mundbodenschleimhaut geführt, ein Drahtende gefaßt (A), die Nadel um den Unterkieferkörper herum (B) ins Vestibulum geführt (C). Sodann erfolgt die Fixierung der Fraktur durch Zusammendrehen der Drahtenden über der Prothese bzw. Verbandsplatte (D) (GÖTTE, 53; GRASSER, 57; KRÜGER, 76, 77; SCHWENZER, 152).

2.2.4. Die Markdrahtung und perkutane Drahtspickung

Ipsen (1933) (70) hat wohl als Erster Kirschnerdrähte zur Versorgung von Unterkieferfrakturen eingeführt. Nach ihm benutzten auch andere Autoren in den Markraum eingebrachte Drähte (BROWN u. McDOWELL, 16; MONTANT u. HELD, 103) zur Fixation von Kieferfragmenten. FRIES (46, 47) ordnet ihre Vorgehensweise eher der perkutanen Drahtung zu, da meist mehrere und sich zum Teil kreuzende Kirschnerdrähte zur Anwendung kamen. Bei der Markdrahtung nach FRIES (46, 47) handelt es sich um die axiale Einführung eines einzelnen Bohrdrachtes in den Markraum (siehe Abb. 5). Wichtig dabei ist, daß der 2 bis 2,5 mm starke Draht die mesiale und distale Kompakta durchdringt (FRIES, 46, 47).



Abb. 5: Versorgung einer Unterkieferfraktur mittels axialer Markdrahtung nach FRIES (46, 47).

In definitionsgemäßem Gegensatz zur axialen Markdrahtung steht die perkutane Drahtung (auch Drahtspickung, Transfixation oder internal pin fixation genannt), bei der die Fragmente schräg zur Bruchfläche durchspießt werden (SPIESSL u. SCHROLL, 164), bzw. die Drähte die Fragmente transversal durchdringen (FRIES, 46; MIOSHI et al. 102; VEIJROSTA, 174).

Um eine Torsion der Fragmente zu verhindern, sind im Unterkiefer mindestens zwei Drähte erforderlich (siehe Abb. 6), während bei Mittelgesichtsfrakturen oft ein Spickdraht ausreicht (siehe Abb. 7).

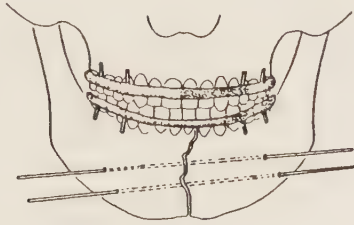


Abb. 6: Spickung einer paramedianen Unterkieferfraktur mittels zweier Kirschnerdrähte (MIOSHI et al. 102).

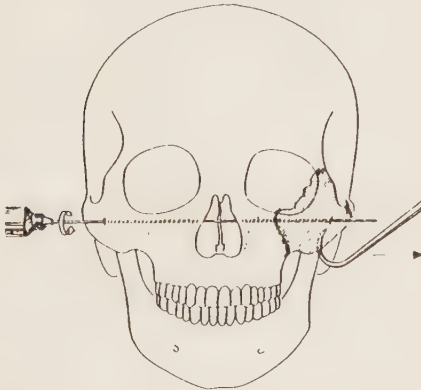


Abb. 7: Spickung einer Jochbeinfraktur. Während Hakenreposition Durchbohrung des frakturierten Jochbeines von der gesunden Seite her (SPIESSL u. SCHROLL, 164).

Bei Frakturen des Mittelgesichtes, insbesondere im nasomaxillären und zygomaticomaxillären Bereich (VEIJROSTA, 174), muß eine Mindestdrahtstärke von 1 mm gefordert werden (SPIESSL u. SCHROLL, 164).

Im Unterkiefer soll durch die perkutane Drahtung, wie auch durch die Markdrahtung, eine ausreichende interfragmentäre Ruhigstellung ohne zusätzliche intraorale Schienungsverbände, also Übungsstabilität, gewährleistet sein (FRIES, 46; IPSEN, 70; MIOSHI et al., 102). Jedoch ist auf den Röntgenbildern der von MIOSHI et al. (102) vorgestellten Krankheitsfälle eine starke Kallusbildung sichtbar, vermutlich ein Zeichen einer relativ instabilen Osteosynthese.

Das Problem der mangelnden Stabilität und die Gefahr von Komplikationen (Verletzung von Zahnwurzeln und Nerven, Infektionen entlang der Spickdrähte) sind Gründe dafür, daß diese Osteosyntheseverfahren nur selten angewendet werden.

2.2.5. Die perkutane Osteosynthese

Bei der perkutanen Osteosynthese, auch external pin fixation genannt, handelt es sich um ein Verfahren der Frakturversorgung des zahnlosen und zahnarmen Unterkiefers, bei dem nach Einbringung von mindestens je zwei, das Hautniveau überragende Schrauben pro Fragment von extraoral her eine Fixation der Skeletteile über eine externe Verblockung dieser Schrauben mittels eines Schraubengestänges (ANDERSON, 3; LAMBOTTE, 81) oder einer Kunststoffbrücke (BECKER, 7, 8) erreicht wird (siehe auch Abb. 8).



Abb. 8: Prinzip der external pin fixation mit zwei Schrauben je Fragment, die bei leichter Konvergenz der Schrauben beide Kortikalisschichten erfassen müssen.

Dieses von LAMBOTTE (81) und ANDERSON (3) für die Behandlung von Extremitätenfrakturen entwickelte und später von GINESTET (1934) (52) und CONVERSE u. WAKNITZ (1941) (25) zur extraoralen Schienung von Unterkieferfrakturen heran-

gezogene Verfahren wurde vielfach modifiziert und weiterentwickelt durch:

- verbesserte Instrumentarien (MAYER, 99; SCHÜLE, 149),
- vereinfachte extraorale Verblockung mittels selbsthärtenden Kunststoffes (BECKER, 7, 8; MATHIS, 98),
- Schrauben aus Polyvinylchloridkunststoff (GRASSER, 55),
- teilweisen Verzicht auf Schrauben durch Einführung einer subkutanen Knochenklammer (THOMA, 171).

Trotz der von vielen hervorgehobenen Vorteile, wie:

- in der Regel geschlossene Frakturversorgung (OERTEL, 111; SCHÜLE, 149),
- Funktionsstabilität (CONVERSE u. WAKNITZ, 25; GRASSER, 55; HARNISCH, 62; OERTEL, 111),
- kleiner Eingriff, der in der Regel in Lokalanästhesie durchführbar ist (GRASSER, 55; HARNISCH, 62; SCHÜLE, 149),

ist auch diese Behandlungsmethode mit ernstzunehmenden Komplikationsmöglichkeiten behaftet:

- Verletzung von Blutgefäßen (z.B. A. u. V. facialis),
- Verletzung von Zahnwurzeln und Nerven (N. mandibularis, N. mentalis, N. facialis),

- Speichelfisteln durch Verletzung der Gld. parotis,
- Infektionen entlang den Schrauben mit Sequestrierungen,
- Weichteilinterposition durch geschlossene Reposition,
- Knochenaussplitterungen durch fehlerhafte Bohrungen,
- Lockerung der Schrauben durch Druckatrophie infolge Überlastung

(GABKA, 48; KRÜGER, 77; LUHR, 92; MAYER, 99; OERTEL, 111; SCHÜLE, 149; SPIESSL u. SCHRÖLL, 164).

Die Funktionsstabilität dieser Osteosynthese wird von einigen Autoren kritisch beurteilt (KRÜGER, 77; MAYER, 99; SCHÜLE, 149; SCHWENZER, 152; SPIESSL u. SCHRÖLL, 164). So macht SCHÜLE (149) die Anwendung von zusätzlichen kombiniert intra- und extraoralen Schienungsverbänden (Prothesenschienen, intermaxilläre Verschnürung, elastischer Kopf-Kinn-Verband) von der jeweiligen Situation abhängig. Er sieht für diese Entlastungsschienen in vielen Fällen keine unbedingte Notwendigkeit, während MAYER (99) diese in jedem Fall fordert.

2.2.6. Osteosynthese mit Platten

Erste Versuche, Frakturen mittels Osteosyntheseplatten ruhigzustellen, gehen auf HANSMANN (1886) (61), KÖNIG (1905) (75) und LAMBOTTE (1907) (81) zurück. Die Einführung von relativ korrosionsfesten Vanadiumplatten durch SHERMAN (1912) (156) war ein erster Schritt, die Komplikationen infolge unzulänglichen Materials, insbesondere korrosionsbedingte Gewebeunverträglichkeiten, Plattenbrüche, Schraubenlockerung u.a.m., zu verringern. Die ungenügende Stabilität dieser reinen Adaptationsosteosynthesen (runde Bohrlöcher mit zentrisch eingedrehten Schrauben) mit der Folge von Pseudarthrosen und/oder Bruchspaltosteomyelitiden und nicht zuletzt das große Risiko der Überführung eines geschlossenen aseptischen Bruches in einen offenen septischen, ohne antibiotische Abdeckung, waren Gründe einer kritischen Haltung gegenüber den operativen Osteosyntheseverfahren im Allgemeinen und der Plattenosteosynthese im Speziellen (WASSMUND, 176).

Nachdem KEY (1932) (73) bei der Arthrodese des Kniegelenkes beobachtete, daß Druck die knöcherne Konsolidierung beschleunigen kann, stellte DANIS (1949) (26) erstmals eine Osteosyntheseplatte vor, bei der durch eine eingebaute Spannschraube Druck auf die Fragmente ausgeübt werden konnte. BAGBY u. JANES (5) entwickelten 1958 eine selbstspannende Druckplatte, basierend auf dem Prinzip der schiefen Ebene zwischen Schraube und Schraubenloch. Die Druckschraube legt mit dem Fragment beim festen Eindrehen den sogenannten Spannweg zurück und baut so einen interfragmentären Druck auf.

LUHR hat das Druckschraubenprinzip für die Behandlung von Unterkieferfrakturen übernommen und eingehende Untersuchungen darüber angestellt (89, 90, 91).

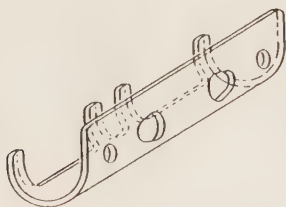


Abb. 9: Druckschraubenschiene (DSS) nach LUHR (93).

Die rinnenförmig den Unterkieferrand umgreifende Druckschraubenschiene ermöglicht mit ihren exzentrisch gestalteten Schraubenlöchern und den selbstsschneidenden Schrauben mit konisch geformtem Kopf eine axiale Kompression der Fragmente. Die lateralen Schraubenlöcher dienen der Aufnahme zusätzlicher Retentionsschrauben (LUHR, 89, 90, 91, 92, 93).

Als Indikationsgebiet sieht LUHR (90, 92) vor allen Dingen den zahnlosen oder unzureichend bezahnten Unterkiefer ohne Möglichkeit der Versorgung mit dentalen Schienungsverbänden, die beim ausreichend bezahnten Kiefer jeder operativen Behandlung unbedingt vorzuziehen sind (LUHR, 92).

Einen anderen Weg sind PERREN et al. (118) bei der Entwicklung der Kompressionsosteosynthese in der Form des sphärischen Gleitprinzips der Dynamischen Kompressionsplatte (DCP) gegangen (siehe Abb. 10).

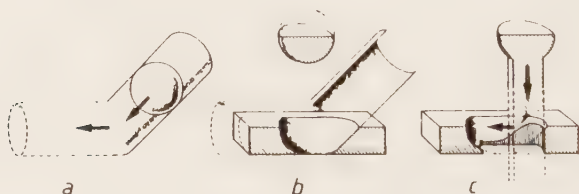


Abb. 10: Prinzip des sphärischen Gleitloches bei der dynamischen Kompressionsplatte (DCP) (ALLGÖWER et al., 2; KRÜGER u. SCHILLI, 78; PERREN et al., 118).

Die Geometrie des Gleitloches basiert auf dem Lauf einer Kugel in einem stumpf abgewinkelten Zylinder (a).

Durch den kongruent zur Geometrie des Schraubenloches gestalteten sphärischen Schraubenkopf kommt es beim Eindrehen der exzentrisch platzierten Schraube zum Gleiten entlang des schrägen, halbzyklindrischen Teiles des Gleitloches in Richtung Plattenmitte (b) und die von den Schrauben gefaßten Fragmente bewegen sich aufeinander zu (c).

SPIESSL modifizierte die dynamische Kompressionsplatte im Hinblick auf die speziellen Anforderungen bei der Behandlung von Unterkieferfrakturen in Form und Dimension (KRÜGER, 77) (siehe Abb. 11).



Abb. 11: Typische dynamische Kompressionsplatte (DCP) zur Frakturversorgung am Unterkiefer (4-Loch-DCP) nach SPIESSL (KRÜGER u. SCHILLI, 78).

Wie sich aus den Abhandlungen von PAUWELS (1941) (116) ergibt, ist die Anbringung der Osteosynthese auf der Seite der funktionellen Biegezugbeanspruchung zu fordern. Auch der Unterkiefer unterliegt den Gesetzen der Biomechanik, und so gab MARX (1966) (97) die Verteilung entsprechender Druck- und Zugtrajektorien für den horizontalen Ast des Unterkiefers an.

Am Unterkiefer treten durch funktionelle Bewegungen im alveolären Bereich Zugkräfte auf, während der basale Bereich auf Druck belastet wird (MARX, 97) (siehe Abb. 12).

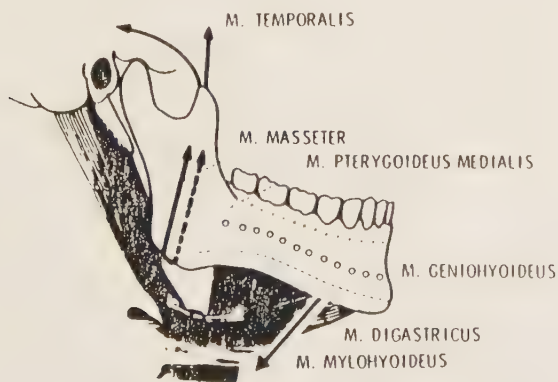


Abb. 12: Verteilung der Zugkräfte (.....) auf den alveolären, der neutralen Zone (oooo) auf den intermediären und der Druckkräfte (----) auf den basalen Bereich des horizontalen Unterkieferastes durch funktionelle Bewegung bzw. Belastung (MARX, 97).

Aus anatomischen Gründen (Zahnwurzeln, Verlauf des Mandibularkanales) ist jedoch eine Anbringung der Osteosynthese nur exzentrisch im marginalen Bereich des horizontalen Astes, also auf der Seite funktioneller Druckbelastung, und nicht im alveolären Bereich, also auf der Seite funktioneller Zugbeanspruchung möglich. Durch funktionelle Biegemomente, verstärkt durch die exzentrische Anbringung einer Kompressionsosteosynthese, kommt es deshalb zu einer Distraktion der Fragmente im alveolären Bereich und sekundär zu Okklusionsstörungen (ESSER u. TETSCH, 39; SPIESSL, 160; SPIESSL u. SCHARGUS, 162) (siehe Abb. 13).

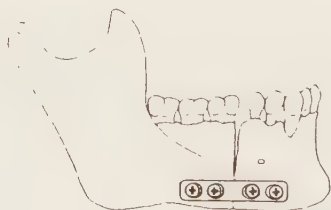


Abb. 13: Distraktion der Fragmente im alveolären Bereich bei Applikation einer Kompressionsplatte am Unterkieferrand.

Die vollkommen funktionsstabile Fixation der Fragmente, wie sie für die primäre Knochenheilung gefordert wird (ALLGÖWER et al., 2; LUHR, 90; NIEDERDELLMANN, 107; PREIN et al., 119; SPIESSL, 160; SPIESSL u. SCHARGUS, 162), ist durch die exzentrisch angelegte Druckplatte nicht möglich, so daß nur von einer relativen Stabilität gesprochen werden kann (SPIESSL, 160).

Zur Lösung dieses Problems sind verschiedene Wege, entweder in Form von Modifikationen der ursprünglichen dynamischen Kompressionsplatte (nach PERREN bzw. der AO) oder in Form zusätzlicher Maßnahmen zur Stabilisierung der Fraktur, angegeben worden.

Beispielsweise wird von SPIESSL (160) der Einsatz eines Zuggurtungssystems gefordert, durch das die Biegezugspannungen neutralisiert und in axiale Druckkräfte umgewandelt werden sollen. Die Zuggurtung läßt sich auf unterschiedliche Weise realisieren, entweder mittels einer Drahtpalavitschiene bei Frakturen innerhalb der Zahnreihe, mittels einer Drahtnaht oder einer 3-Loch-Zuggurtungsplatte bei Frakturen im unbezahnten Kiefer bzw. außerhalb der Zahnreihe (SPIESSL, 160; SPIESSL u. SCHARGUS, 162; SPIESSL u. SCHROLL, 164) (siehe Abb. 14/a und 14/b).

SCHMOKER (141, 142) gibt eine spezielle Kompressionszuggurtungsschiene und eine Kompressionszuggurtungsplatte (siehe Abb. 14/c) an.

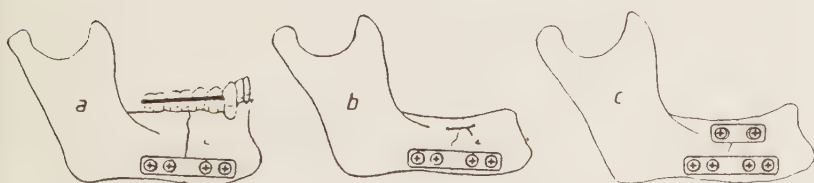


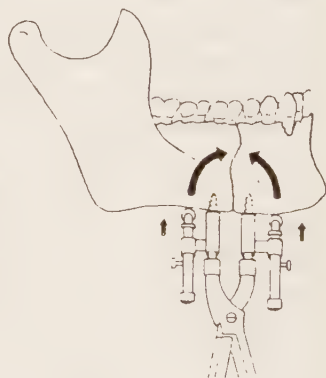
Abb. 14: Prinzip der Zuggurtung zur Erzeugung einer axialen Kompression: Stabilisationsplatte am Unterrand der Mandibula, Zuggurtung im alveolären Bereich in Form einer

- a) Drahtpalavitschiene (SPIESSL u. SCHARGUS, 162)
- b) Drahtligatur (SPIESSL u. SCHARGUS, 162)
- c) Kompressionszuggurtungsplatte (SCHMOKER, 141; SCHMOKER u. SPIESSL, 142).

Dem axialen Druckaufbau dient auch eine spezielle Repositionszange (siehe Abb. 15), da die Druckosteosynthese mit ihrem maximalen Spannweg von 1 mm pro Seite eine möglichst exakte Adaptation der Bruchflächen zur Voraussetzung hat (SPIESSL, 160; SPIESSL u. SCHARGUS, 162).

Abb.15: Von SCHMOKER (141, 142) modifizierte Repositions-Kompressions-Zange (nach SPIESSL u. SCHARGUS, 160, 162).

Eine ideale Reposition ermöglichen seitliche Druckrollen. Nach der Reposition kann eine Vorkompression mit Hilfe der Zangenbranchen am Kiefernrand und mit Hilfe der Druckrollen im Alveolarfortsatzbereich erzielt werden.



In verschiedenen Modifikationen der Dynamischen Kompressionsplatte versuchten SCHILLI (136) und NIEDERDELLMANN (107) einen Plattentyp zu entwickeln, der bei der Kompression die alveoläre Distraction vermeidet und eine Zuggurtungsplatte entbehrlich macht (siehe Abb. 16 und 17).

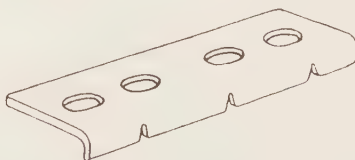


Abb. 16: Winkelplatte mit DCP-Löchern nach SCHILLI (136) (sogg. Freiburger Platte).

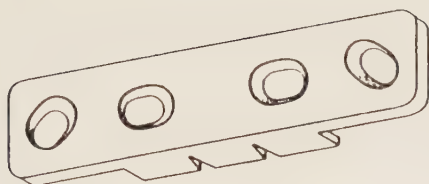


Abb. 17: Zuggurtungsplatte mit Winkelprofil nach NIEDERDELLMANN (107).
Einschnitte im Inlayteil erlauben eine Verbiegung und Schränkung der Platte zur besseren Adaptation an der Knochenoberfläche.
Die medialen DCP-Löcher sind für den interfragmentären Druckaufbau im basalen Bereich verantwortlich, die lateralen, im 45°-Winkel zur Plattenlängsachse angeordneten DCP-Löcher sollen eine Druckverschraubung im alveolären Bereich ermöglichen und somit eine zusätzliche Zuggurtung erübrigen (NIEDERDELLMANN, 107).

Dabei soll der Inlayteil, der eine Weiterentwicklung des von ROBINSON u. YOON (128) angegebenen "L-splint" darstellt, durch seine Versenkung im Knochen als zusätzliches Repositions- und Fixationselement dienen (NIEDERDELLMANN, 107; NIEDERDELLMANN u. SCHILLI, 109; SCHILLI, 137). SCHMOKER u. SPIESSL (142) wenden dagegen kritisch ein, daß der Inlayteil insbesondere bei der Zuggurtungsplatte einem Druckaufbau im alveolären Bereich entgegensteht und die lateralen 45°-DCP-Löcher wirkungslos werden läßt. Zusätzlich stehen die schrägen Drucklöcher einer Rotation um die fraktur-nahen Schrauben im Wege (SCHMOKER u. SPIESSL, 142).

Diese Nachteile versuchten SCHMOKER u. SPIESSL (141, 142) bei der Entwicklung der Exzentrischen Dynamischen Kompressionsplatte (EDCP) zu vermeiden. Zwei quer angelegte DCP-Löcher sollen die Kompression im Alveolarfortsatzbereich ermöglichen (siehe Abb. 18).

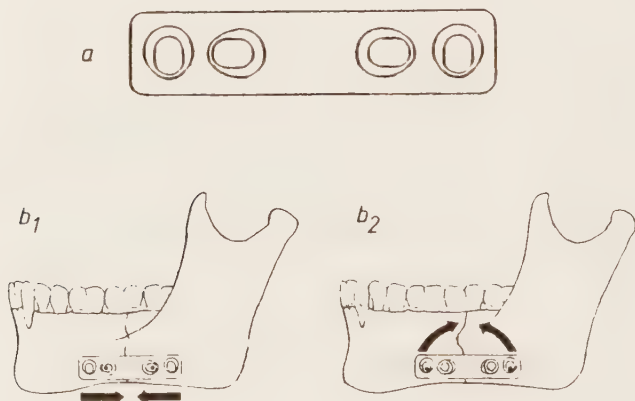


Abb. 18: Exzentrisch-dynamische Kompressionsplatte (EDCP) nach SCHMOKER u. SPIESSL (141, 142) (a).

Wirkungsweise der EDCP (b):

Axialer Druckaufbau wird durch die medialen Drucklöcher erreicht (1), Kompression im alveolären Bereich durch die quergestellten lateralen Drucklöcher mit Rotation der Fragmente um die frakturnahen Schrauben (2) (SCHMOKER u. SPIESSL, 142).

Folgende Vorzüge stellt man bei der bikortikalen Plattenosteosynthese besonders heraus:

- sofortige Funktionsstabilität ohne intermaxilläre Immobilisation bzw. Übungsstabilität, d.h. sofortige, aktive und schmerzfreie postoperative Mobilisation des Unterkiefers und die Möglichkeit der Aufnahme von breiiger Kost durch den Patienten (LUHR, 90, 92; NIEDERDELLMANN, 107; PREIN et al., 119; SCHMOKER et al., 144; SCHROLL, 145, 147; SONNENBURG, 158, SONNENBURG u. HÄRTEL, 159; SPIESSL u. SCHROLL, 164; STELLMACH, 168),
- absolute Stabilisierung der Fragmente (ALLGÖWER et al., 2; LUHR, 90; NIEDERDELLMANN, 107; PREIN et al., 119; SCHROLL, 145, 147; SPIESSL, 160; STELLMACH, 168)
mit Verkleinerung des Infektionsrisikos (PREIN et al., 120)
und dem Ziel einer primär knöchernen Frakturheilung (LUHR et al., 94; PERREN et al., 117; PREIN et al., 120; SCHARGUS et al., 132; SCHENK, 134; WILLENEGGER et al., 177),
- verkürzte Hospitalisationsdauer und Arbeitsunfähigkeit (CLAUDI u. SPIESSL, 24; LENTRODT u. HÖLTJE, 84; SCHMOKER et al., 144; SONNENBURG, 158).

Als Nachteile der Plattenosteosynthesen sind zu nennen:

- Gefahr der Verletzung von Zahnwurzeln, Nerven und Gefäßen (EWERS u. DÜKER, 40; HEYDARIAN et al., 67; SPIESSL u. SCHROLL, 164),
- das technisch aufwendige Verfahren, zu dem SCHMOKER u. SPIESSL (143) zahlreiche Fehlermöglichkeiten bei der Osteosynthese von Unterkieferfrakturen angeben,
- Narben im Hals- und Gesichtsbereich durch den extraoralen Zugang (SCHILLI u. HÄRLE, 138; SPIESSL u. SCHROLL, 164; SONNENBURG, 158) vor allem durch eine Schnittführung nicht parallel der Spannungslinien der Haut (PREIN et al., 119);
Dieser Nachteil könnte allerdings durch den intraoralen Zugang vermieden werden. Lediglich bei Frakturen im Kieferwinkelbereich scheint die Verschraubung über perkutane Stichinzisionen erforderlich (SCHILLI u. SANDNER u. GARCIA, 130; SCHILLI u. HÄRLE, SCHROLL, 145, 147);
- die Platten müssen wieder entfernt werden; die Gefahr von Metallosen durch Implantation von relativ viel Metall darf nicht unterschätzt werden (DIELERT, 30, 31; DIRLEWANGER, 33; GRASSER, 56; SCHROLL, 145, 147),

- die nicht immer exakte Reposition, insbesondere Probleme bei der Feineinstellung der Okklusion und Klaffen des Bruchspaltes, sowohl alveolär als auch lingual (LENTRODT u. HÖLTJE, 84; NIEDERDELLMANN u. SCHILLI, 108; SCHILLI u. NIEDERDELLMANN, 139; SCHMOKER u. SPIESSL, 142; SPIESSL et al., 162, 163; SCHROLL, 145, 147);
So ist nach Ansicht von ESSER u. TETSCH (39) der relativ hohe Anteil an Komplikationen in Form von Okklusionsstörungen auf die axial-exzentrische Kompression zurückzuführen, welche die primär intra operationem durch Schienenverbände gesicherte Okklusion verändert.
- Deperiostierung relativ großer Flächen; das Periost sollte als Träger der Knochenregeneration (SCHLEGEL, 140) möglichst nicht verletzt werden (KÜNTSCHER, 79).

Nachteile, wie die mangelnde Okklusionskontrolle intra operationem bei der extraoralen Vorgehensweise, sind jedoch durch den intraoralen Zugang sicher zu vermeiden (BECKERS, 9; SANDNER u. GARCIA, 130; SCHILLI u. HÄRLE, 138; SCHROLL, 145, 147). Gleichzeitig wird aber der Einsatz der Repositions-Kompressions-Zange nach SCHMOKER (141) eingeschränkt, wobei nur eine perkutane Reposition und Vorkompression erfolgen kann und der Einsatz der seitlichen Druckrollen (siehe Abb. 15, Seite 26) zum Druckaufbau im Alveolarfortsatzbereich nicht möglich ist (BECKERS, 9).

Ein von der Kompressionsosteosynthese abweichendes Prinzip verfolgen CHAMPY u. Mitarbeiter (20, 21, 23) mit den Miniplatten nach der Technik von MICHELET (100). Dabei handelt es sich um monokortikal verschraubte reine Adaptationsplatten ohne Kompressionswirkung. Die Osteosynthese erfolgt im Allgemeinen über den intraoralen Zugang. Unter Berücksichtigung der funktionell begründeten Zugwirkung am Unterkiefer ergeben sich Linien günstiger Applikationsorte für die Miniplatte (siehe Abb. 19).

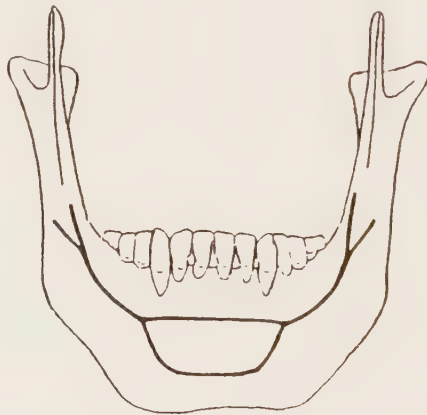


Abb. 19: Darstellung der Linien günstiger Applikationsorte an der Mandibula mit Aufgabelung im intercaninären Bereich in einen kranialen und einen kaudalen Ast; nach distal verläuft die Linie zum aufsteigenden Ast des Unterkiefers entlang der Linea obliqua (CHAMPY et al., 20, 21, 23).

Zur Neutralisation der im horizontalen Ast des Unterkiefers überwiegend auftretenden Biegemomente genügt eine Platte im Bereich der Basis des Alveolarfortsatzes. Zusätzliche

Torsionskräfte im anterioren, intercaninären Bereich, mit einem Maximum in der Symphysenregion, lassen sich durch Verwendung einer zweiten Miniplatte am Unterrand des Corpus mandibulae neutralisieren.

Als Vorteile der Miniplatten-Osteosynthese gegenüber den Kompressionsosteosynthesen gelten:

- Übungsstabilität ohne zusätzliche Zuggurtung;
- geringes operatives Trauma durch ausschließlich intraoralen Zugang und geringe Deperiostierung des Knochens (lediglich bei Osteosynthesen im Bereich des Kieferwinkels und des aufsteigenden Astes kann eine perkutane Verschraubung nach Stichinzision notwendig werden);
- keine Verletzung von Nerven, Gefäßen und Zahnwurzeln bei regelgerechtem Vorgehen durch intraoralen Zugang und monokortikale Verschraubung;
- regelgerechte Einstellung der Okklusion intra operationem unter Verzicht auf intermaxilläre Immobilisation.

(CHAMPY et al., 20, 21, 23; GERLACH u. PAPE, 50; PAPE et al., 112)

Auch bei der Versorgung von Mittelgesichtsfrakturen kommen Miniplatten zur Anwendung, hier insbesondere bei der Versorgung der lateralen Pfeiler bei Frakturen vom Typ Le Fort III und bei isolierten Jochbeinfrakturen die auch nach Hakenreposition instabil bleiben (BECKERS, 10; CHAMPY et al., 22). Es werden zum Teil speziell entwickelte Miniplatten angegeben (HÄRLE u. DÜKER, 59; MICHELET et al., 101),

wobei HÄRLE u. DÜKER (59) nach dem sphärischen Gleitprinzip der AO konstruierte Druckplatten benutzen, im Gegensatz zu den Anwendern reiner Adaptationsplatten (CHAMPY et al., 22; MICHELET et al., 101).

Wie aus vergleichenden Nachuntersuchungen zur Frage "Drahtnaht oder Miniplatte" zu ersehen ist, bringt die Miniplatte Vorteile im Hinblick auf Stabilität, bessere Wiederherstellung der Symmetrie und weniger Sensibilitätsstörungen (BECKERS, 10; DÜKER et al., 36). Demgegenüber steht u.a. der hohe technische Aufwand bei der Miniplattenosteosynthese und die Notwendigkeit der Plattenentfernung (BECKERS, 5).

Um die Nachteile der vorgefertigten Osteosyntheseplatten zu umgehen (u.a. erschwerte Adaptationsmöglichkeit an die Knochenoberfläche), benutzten HEISS und GRASSER (57, 63, 64) individuell gegossene Platten. Auf diese Weise erreichten sie ein exaktes Anliegen der Platten am Knochen und eine individuelle Lage der Bohrlöcher im erforderlichen Abstand zum Frakturspalt. Das Herstellungsverfahren gestaltet sich folgendermaßen: Nach Abdrucknahme der reponierten Fragmente mit sterilisiertem Stents oder Palgat werden die Osteosyntheseplatten aus Cr-Ko-Mo-Stahl oder aus Paladon (geringere Metallosegefahr) im Labor angefertigt. Eingearbeitete Beilagscheiben aus V₂A-Stahl sollen bei den Paladonplatten der Verstärkung der Schraubenlöcher dienen. Die Osteosynthese erfolgt am gleichen Tag nach erneuter Freilegung des Wundgebietes. Dies ist wohl der wesentliche Nachteil dieses aufwendigen Verfahrens. Der zweite Eingriff kann bei der Verwendung eines Kaltpolymerisates (Palakos K) durch die schnellere Herstellung (20 - 30 min) umgangen werden (HEISS u. GRASSER, 63). Eine zusätzliche Schienung ist nach GRASSER (57) nicht erforderlich.

2.2.7. Frakturheilung

Im Hinblick auf die Heilung können sich die verschiedenen Formen der Frakturversorgung unterscheiden. Dabei wird der Heilungsmodus im wesentlichen beeinflusst durch den Grad der Stabilität einer Osteosynthese und die Repositionsgenauigkeit (PERREN et al., 117).

Bei einer relativ instabilen Osteosynthese, wie sie die Drahtnaht darstellt, erfolgt die Frakturkonsolidierung über die sogenannte sekundäre Knochenheilung (LUHR et al., 94; PREIN et al., 120; SCHARGUS et al., 132). Dabei wird die Fraktur nach den biomechanischen Grundsätzen (PAUWELS, 114, 115, 116) zunächst durch einen periostalen Kallus (Fixationskallus) hauptsächlich im biegezugbelasteten alveolären Bereich (SCHARGUS et al., 132) ruhiggestellt, während der Bruchspalt mit faserknorpeligem Gewebe ausgefüllt wird. Erst später setzt die Ossifikation des ursprünglichen Faserknorpelkallus ein und führt auf diese Weise sekundär zur endgültigen Konsolidierung der Fraktur (LUHR et al., 94; SCHARGUS et al., 132).

Der spontanen oder sekundären Frakturheilung steht aufgrund erster Erfahrungen mit operativ erzielten stabilen Osteosynthesen durch DANIS (26) die Vorstellung von einer primären Knochenheilung gegenüber. Anfangs beruhte der Begriff der primären Knochenheilung auf der rein röntgenologischen Beobachtung der Frakturkonsolidierung ohne bzw. fast ohne Corticalisverdickung durch eine periostale Kallusbildung (LUHR et al., 94; SCHENK, 134; WILLENEGGER et al., 177), deren histologisches Äquivalent erst später durch SCHENK u. WILLENEGGER (135) nachgewiesen wurde.

Da eine ideale Reposition auch mit modernen Osteosyntheseverfahren nicht erreicht werden kann, läuft die Frakturheilung je nach dem Adaptationsgrad entweder unter dem histologischen Bild der Kontaktheilung oder unter dem histologischen Bild der Spaltheilung ab (PERREN et al., 117; SCHENK, 134).

Bei der Spaltheilung können zwei Phasen unterschieden werden, wobei sich zunächst die Spalträume unter stabilen Bedingungen primär mit lamellärem Knochen füllen. Später wird dieser durch Aktivierung des intrakortikalen Havers'schen Umbaus in die ursprüngliche Knochenstruktur überführt (MÜLLER et al., 105; PERREN et al., 117; SCHENK, 134).

Voraussetzung für die primäre Knochenheilung im Sinne der Spaltheilung ist jedoch, daß eine Spaltbreite von 1 mm nicht überschritten wird (SCHENK, 134) und damit entsprechende Anforderungen an die Repositionsgenauigkeit gestellt sind.

Die Kontaktheilung verläuft analog der zweiten Phase der Spaltheilung, wobei die unter der Kompression zu einem kapillären Spaltraum reduzierte Frakturlinie im Zuge eines intensiven Havers'schen Umbaus von Resorptionskanälen durchquert und schließlich durch regenerierte Osteone primär fixiert wird (MÜLLER et al., 105; PERREN et al., 117; SCHENK, 134).

LUHR et al. (94) stellen demgegenüber einen primären axialen Durchbau der Kontaktstellen unter Frakturbedingungen (im Sinne einer intrakanalären Osteogenese) in Abrede und konnten die Kontaktheilung nur unter den besonderen Bedingungen einer experimentellen Osteotomie beobachten. Dem entsprechen Untersuchungsergebnisse von HOFMANN et al. (69), die eine kompaktäeigene Osteogenese bei den von ihnen gewählten Bedingungen (gezackte Bruchflächen nach manueller Fraktur) nicht nachweisen konnten.

Voraussetzungen für eine primäre Knochenheilung sind also:

- möglichst exakte anatomische Reposition
(Bruchspalt nicht breiter als 0,5 - 1 mm),

- stabile Fixation, d.h. Ruhigstellung der Fraktur über Reibung und Vorspannung zur Neutralisation funktioneller Belastungen (Blutgefäße können nicht in mechanisch unruhige Gebiete einsprossen),
- interfragmentärer Druck,
- ausreichende Vaskularisation;

(FRIEDENBERG u. FRENCH, 45; GANZ et al., 49; KÜNTSCHER, 79; LUHR et al., 94; PERREN et al., 117; PREIN et al., 120; RAHN et al., 121; SCHENK, 134).

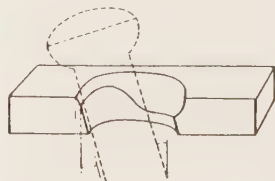
3. Problemstellung

Die exakte Wiederherstellung von Form und Funktion eines frakturierten Skeletteiles durch die Osteosynthese ist nur in gewissen Grenzen möglich. Um Abweichungen zum ursprünglichen Zustand vor der Fraktur, insbesondere Abweichungen in der Okklusion bei Frakturen im zahntragenden Teil des Unterkiefers möglichst gering zu halten, sind spezielle Repositions- und Osteosyntheseverfahren entwickelt worden.

Hierzu zählen u.a. die Repositions-Kompressions-Zange (SCHMOKER, 141; SCHMOKER u. SPIESSL, 142) und verschiedene Osteosyntheseplatten (CHAMPY, 23; LUHR, 89; NIEDERDELMANN, 107; SCHMOKER, 141; SCHILLI, 136) mit und ohne zusätzliche Zuggurtungs- (BRONS u. BOERING, 14; SPIESSL u. SCHARGUS, 162) bzw. Kompressionszuggurtungssysteme (SCHMOKER, 141; SCHMOKER u. SPIESSL, 142), die eine Distraction des alveolären Teils des Unterkiefers durch funktionelle Belastung, verstärkt durch die exzentrisch applizierte Kompressionsplatte, vermeiden sollen.

SPIESSL u. SCHARGUS (162) berichten über die Möglichkeit, durch Überbiegung der Osteosyntheseplatte den Spalt auf der plattenfernen (lingualen) Seite zu verringern (SPIESSL u. SCHARGUS, 162; DIEHL, 28; DIEHL u. MITTELMEIER, 29). EWERS u. NIEDERDELMANN (42) versuchen, durch eine geringe Neigung der Schrauben in Richtung Bruchspalt eine Druckerhöhung im lingualen Bereich zu erzielen. Zur besseren Schraubenführung schlagen sie eine der Neigung der Schrauben entsprechende Veränderung des sphärischen Gleitloches vor (EWERS u. NIEDERDELMANN, 42) (siehe Abb. 20).

Abb. 20: DCP-Gleitloch mit zusätzlicher Neigung (EWERS u. NIEDERDELMANN, 42).



Gerade im Hinblick auf die Forderung nach Vermeidung post-operativer Okklusionsstörungen (SCHMOKER et al., 144; SPIESSL, 160; SPIESSL u. SCHARGUS, 162) und Kondylenfehlpositionierungen und deren Folgen für das stomatognathe System (SLAVICEK, 157) läßt also die quantitative, dreidimensionale Erfassung der Lageabweichung sowohl im okklusären Bereich als auch kondylär von Bedeutung erscheinen.

4. Experimenteller Teil

4.1. Untersuchungsmaterial

Im Hinblick auf die Repositionsgenauigkeit haben wir zwei Drahtverbindungen und vier Plattenosteosynthesen untersucht.

Für die Drahtosteosynthesen kam 0,5 mm starker rostfreier Stahldraht (Wipla) zur Anwendung. Alle Drahtosteosynthesen wurden in Form der doppelten, parallelen Drahtligatur ausgeführt, entweder mit konventioneller Verdrillung der Drahtenden oder mit Einsatz des Tölzer Drahtschlosses¹⁾ unter Verwendung eines speziell für dieses Verbindungselement konstruierten Instrumentariums (RANDZIO, 124).

Des weiteren wurden in den Versuchen folgende Osteosynthesplatten verwendet:

- Dynamische Kompressionsplatte (4-Loch-DCP)²⁾
- Exzentrisch Dynamische Kompressionsplatte (4-Loch-EDCP)³⁾
- Neutrale AO-Fingerplatte (4-Loch-AO-Platte)⁴⁾
- Miniplatte nach CHAMPY (4-Loch- bzw. 6-Loch-Version)⁵⁾

Zur Ausführung der Plattenosteosynthesen wurden die Originalinstrumentarien der jeweiligen Herstellerfirmen benutzt.

Die Anatomische Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München stellte uns sieben Skelettunterkiefer zu Verfügung.

1) Hersteller: Chirurgische Mechanik, G. Dawidowski
D 8170 Bad Tölz, Schützenstr. 15

2) Fa. Synthes, Katalog-Nr. 244.04

3) Fa. Synthes, Katalog-Nr. 244.64

4) Fa. Synthes, Katalog-Nr. 242.14

Fa. Synthes: Synthes GmbH, Freiburg-Umkirch, Schweiz

5) Fa. Martin, D 7200 Tuttlingen

Katalog-Nr. 93-596-05 (4-Loch) und 93-596-07 (6-Loch)

4.2. Untersuchungsmethode - Grundlagen der Photogrammetrie

Als Untersuchungsverfahren zur dreidimensionalen Messung der Repositionsgenauigkeit diene die Nahbereichs-Stereophotogrammetrie. Bei der Photogrammetrie handelt es sich um ein Verfahren zur Vermessung von Objekten nach Lage und Form auf der Basis von photographischen Bildern dieser Objekte. Die Stereophotogrammetrie beruht auf der Doppelbildmessung, bei der mit Hilfe des als Meßgrundlage dienenden Stereobildpaares die indirekte, räumliche Vermessung von beliebigen Objekten möglich ist.

Im Folgenden sollen die Grundlagen der Stereophotogrammetrie, d.h. die Gesetze der Optik, der Zentralprojektion und des räumlichen Sehens, kurz erläutert werden.

4.2.1. Zentralprojektion

Mathematisch geometrische Grundlage ist das Gesetz der Zentralprojektion. Bei der photographischen Abbildung mit Objektiven gilt es nicht mit absoluter Genauigkeit, jedoch soll es bei Berücksichtigung der für die verwendete Meßkammer spezifischen Abweichungen (Abbildungsfehler des Objektivs) bei der Auswertung zunächst genügen, von dem Modell der idealen Abbildung, das die Zentralprojektion darstellt, auszugehen (LEHMANN, 82).

Dabei bedürfen einige Begriffe der Erklärung (siehe Abb. 21):

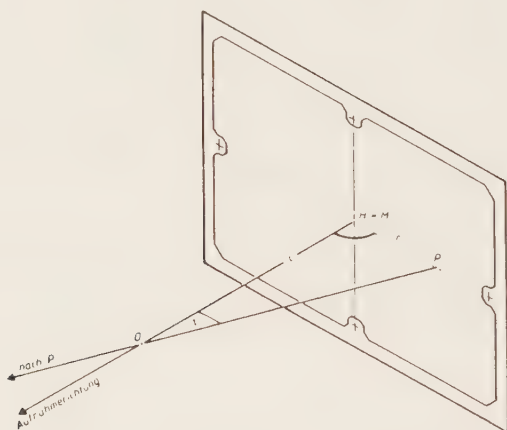


Abb. 21: Zentralprojektion und Anlegerahmen der Meßkammer (= Bildebene) mit Rahmenmarken (LEHMANN, 82).

- Bildhauptpunkt H' = Fußpunkt des Lotes vom Projektionszentrum O auf die Bildebene
- Bildmittelpunkt M' = Schnittpunkt der Verbindungsgeraden der Rahmenmarken des Anlegerahmens M' soll idealerweise mit H' zusammenfallen
- Abstand $O H'$ = Kammerkonstante c
- Aufnahmerichtung = die in den Objektraum verlängerte Gerade $H' O$
- Achswinkel α = Winkel, gemessen in O , zwischen der Aufnahme-richtung und beliebigen Objektpunkten P

Es ergibt sich für die entsprechenden Bildabstände r' vom Bildhauptpunkt H' folgende Beziehung (= Gesetz der Zentralprojektion):

$$r' = c \cdot \tan r$$

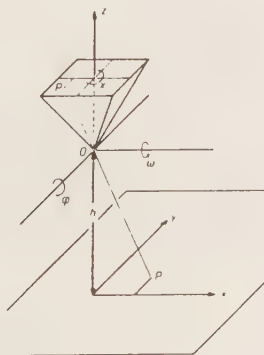
4.2.2. Innere und äußere Orientierung

Um aus den Bildabständen r' die Achswinkel r zu erhalten, muß die gegenseitige Lage von Bildebene und Projektionszentrum (= innere Orientierung) bekannt sein. Die innere Orientierung ist definiert durch die Größe der Kammerkonstante c und der Lage des Bildhauptpunktes H' in Bezug auf den Bildmittelpunkt M' .

Um Meßbilder (= Bilder, deren innere Orientierung bekannt ist) auswerten zu können, muß zusätzlich die Lage dieser Bilder im Raum bekannt sein. Die sogenannte äußere Orientierung wird durch sechs Größen (Daten der äußeren Orientierung, siehe Abb. 22) bestimmt. Dies sind die drei Raumkoordinaten des Projektionszentrums O , und drei Winkel, die die Lage der Bildebene und der Aufnahmerichtung in Bezug auf das Raumkoordinatensystem festlegen. Diese Winkel werden mit ω , φ und κ bezeichnet und heißen Querneigung, Längsneigung und Kantung (LEHMANN, 82).

Abb. 22: Daten der äußeren Orientierung (LEHMANN, 82).

- ω = Querneigung
- φ = Längsneigung bzw. Verschwenkung
- κ = Kantung



4.2.3. Raumkoordinaten und Bildkoordinaten

Als Raumkoordinatensystem dient stets ein dreidimensionales cartesisches Koordinatensystem X, Y, Z . Die XY -Ebene soll als horizontal angenommen werden (siehe Abb. 23), die Z -Achse ist damit gegen den Zenith gerichtet. Aus dieser Festlegung ergeben sich die Benennungen der Bildkoordinaten, die mit x' und y' bezeichnet werden (LEHMANN, 82).

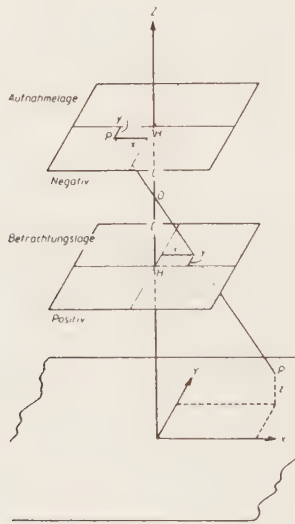


Abb. 23: Raumkoordinaten X, Y, Z und Bildkoordinaten x', y' mit Bild in Aufnahmelage. Der Aufnahmelage gleichwertig ist die Betrachtungslage des Bildes (LEHMANN, 82).

4.2.4. Doppelbildmessung und Normalfall der Stereophotogrammetrie

Bei der dreidimensionalen Vermessung eines Stereobildpaares nutzt man die Fähigkeit des menschlichen Augenpaares zum räumlichen Sehen aus. Der Vorgang des natürlichen räumlichen Sehens beruht auf dem Unterschied der von den beiden Augen wahrgenommenen Perspektiven des Objektes (siehe Abb. 24).

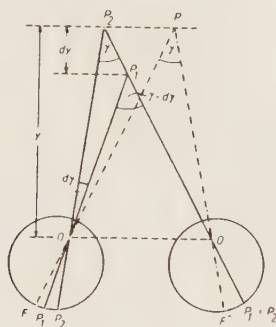


Abb. 24: Prinzip des natürlichen räumlichen Sehens (LEHMANN, 82).

Die Augen seien dabei auf den Punkt P gerichtet, dessen Bilder in F' und F'' entstehen. Für den vor P liegenden Punkt P_1 ergeben sich in den Bildern unterschiedliche Abstände $\overline{F'P_1}$ und $\overline{F''P_1'}$ von den jeweiligen Bildpunkten F' und F'' (= Bildpunkte von P). Die Differenz der beiden Abstände $\overline{F''P_1'} - \overline{F'P_1}$ ergibt die Parallaxe p_H (= Horizontalparallaxe) nach der der Tiefenunterschied zwischen den Punkten P und P_1 beurteilt wird (LEHMANN, 82).

Ein in der gleichen Entfernung wie P liegender Punkt P_2 erzeugt keine Parallaxe ($\overline{F'P_2} = \overline{F''P_2'}$) und wird deshalb in derselben Entfernung wie Punkt P gesehen (LEHMANN, 82).

Auf den Normalfall der Stereophotogrammetrie übertragen, können die Raumkoordinaten beliebiger Punkte des Objektraumes aus den Größen x' , y' und der davon unabhängigen Horizontalparallaxe $p_x = x' - x''$ errechnet werden (siehe Abb. 25) (LEHMANN, 82).

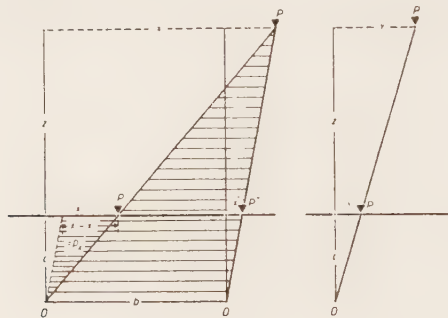


Abb. 25: Normalfall der Stereophotogrammetrie (LEHMANN, 82).

Die Aufnahmen eines Bildpaares sind so angeordnet, daß deren Aufnahmegerichtungen parallel zueinander und senkrecht zur Aufnahmebasis b_A und damit deren Bildebenen parallel zur Aufnahmebasis b_A sind (LEHMANN, 82).

Dabei ergeben sich für die Raumkoordinaten X , Y und Z aus der Ähnlichkeit der schraffierten Dreiecke folgende Beziehungen:

$$z = \frac{b \cdot c}{p_x} ; \quad x = \frac{z}{c} \cdot x' = \frac{b}{p_x} \cdot x' ;$$

und durch Umklappung der Vertikalebene:

$$y = \frac{z}{c} \cdot y' = \frac{b}{p_x} \cdot y' ;$$

4.3. Anwendungsbereiche der Stereophotogrammetrie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Hauptanwendungsgebiet der Photogrammetrie ist die Geodäsie, der Zweig der Naturwissenschaft, der sich mit der Bestimmung von Form und Größe der Erde befaßt. Innerhalb dieses Fachgebietes dient die Photogrammetrie in erster Linie der Erstellung von Karten aus Luftbildern (Aerophotogrammetrie) (LEHMANN, 82).

Von der Luftbildmessung ist die Erdbildmessung (terrestrische Photogrammetrie), die sich erdgebundener Aufnahmestandorte bedient, zu unterscheiden.

Die Nahbereichs-Stereophotogrammetrie findet neben der Anwendung in Industrie und Wirtschaft (z.B. Fertigungskontrolle, Wachstumskontrolle in der Massentierzucht) auch Aufgabenstellungen in der Medizin und Zahnmedizin.

In der Zahnheilkunde wurde sie bisher hauptsächlich für Untersuchungen auf dem Gebiet der Kieferorthopädie (LEINER, 83; SCHENK et al., 133) genutzt. Zur Vermessung des Gesichtes (BURKE et al., 18; BURKE u. BEARD, 19; DIXON u. NEWTON, 34), der Zahnbögen bzw. der Zähne (BURGESS u. ZULQUARNAIN, 17; LEINER, 83) oder von Gipsmodellen (LEINER, 83; STARKA, 167; THAM, 170), insbesondere von Spaltkiefern (BERKOWITZ, 11, BERKOWITZ u. PRUZANSKY, 12), ist diese Methode herangezogen worden. Von NYQUIST u. THAM (110) stammen stereophotogrammetrische Untersuchungen, die die Volumenänderung vom Abdruck über das Modell bis hin zur Prothesenbasis zum Gegenstand haben. Auf dem Gebiet der Kieferchirurgie werden Anwendungsmöglichkeiten beschrieben (GRÜNER et al., 58), z.B. die Röntgenstereophotogrammetrie zur Lokalisation impaktierter und verlagelter Zähne (HALLERT, 60; LEOPOLD u. GÜNTHER, 85).

REGENSBURGER et al. (125) geben eine Literaturübersicht über den Einsatz der Stereophotogrammetrie in der Zahnheil-

kunde an, weisen aber gleichzeitig auf die spezielle Problematik bei der Anwendung hin. So heben die Autoren besonders hervor, daß bis heute keine speziell für den Nahbereich konstruierten Stereomeßkammern existieren und meist terrestrische Meßkammern herangezogen werden müssen. Hierbei bedarf es dann besonderer Aufnahmeanordnungen, um den speziellen Anforderungen der Nahbereichs-Stereophotogrammetrie gerecht zu werden. Schwierigkeiten ergeben sich mit der Schärfentiefe, insbesondere bei Aufnahmen des Mundraumes. Bei Longitudinaluntersuchungen ist eine wiederholte exakte Orientierung des Objektes durch die ungenaue Identifizierung ausgewählter anatomischer Punkte erschwert (REGENSBURGER et al., 125).

4.4. Spezieller Teil

4.4.1. Versuchsaufbau

4.4.1.1. Kamera

Als Kamera diente die terrestrische Meßkammer TMK 6 der Firma Zeiss, die mit einem Topogon V - Weitwinkelobjektiv (Brennweite 60 mm) ausgestattet ist. Um die TMK 6 für Nahaufnahmen nutzbar zu machen, wurde eine entsprechende Vorsatzlinse verwendet. Die Schärfentiefe dieses Systems lag bei ± 5 cm. Unter den gegebenen Lichtverhältnissen und der festen Öffnung von 1 : 11 wurden die Photoplatten jeweils 20 Sekunden belichtet. Dabei wurden Photoplatten der Spezifikation AVIPHOT ORHTO vom Format 9 x 12 cm der Firma Agfa-Gevaert¹⁾ benutzt.

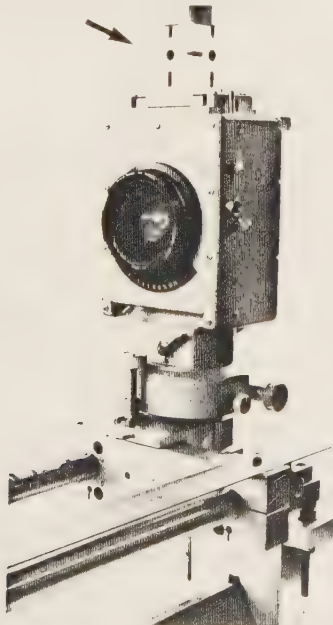


Abb. 26:

Terrestrische Meßkammer
TMK 6 der Firma Zeiss
mit Orientierungswürfel
(→) auf dem Verschiebe-
schlitten montiert.

1) Filmmaterial: Photoplatten AVIPHOT ORHTO, Format 9 x 12 cm
Nr. 572305-3, Flatness 12,
Firma AGFA-GEVAERT, Belgien.

4.4.1.2. Stativ

Die Versuchsanordnung bzw. das Stativ wurde auf einer optischen Bank aufgebaut. Eine Dreipunktlagerung gewährleistete die jeweils notwendige waagerechte Ausrichtung der Aufnahmeanordnung nach der Verschiebung der Kamera zu den Basisendpunkten. Dies geschah mit Hilfe der auf dem Orientierungswürfel der Kamera sitzenden Magnet-Libelle (siehe Abb. 27).

Die Verschiebestrecke bzw. Basislänge wurde auf 50 mm festgelegt, entsprechend einem Basisverhältnis des Stereobildpaares von

$$\frac{\text{Basislänge } b}{\text{Objektentfernung } Z} = \frac{1}{10} = \frac{50 \text{ mm}}{500 \text{ mm}}$$

als maßgebliche Größe für eine relative Auswertegenauigkeit von 1% (FINSTERWALDER u. HOFMANN, 43).

Der Stativrahmen besteht aus zwei Rundstangen ($\emptyset = 2,5 \text{ cm}$), die endständig durch entsprechende Querverbinder gegeneinander fixiert sind. Ein Querverbinder nimmt die Kugelrohrbüchse für den Verschiebeschlitten mit montierter Kamera auf.

Zwischen beiden endständigen Querverbindern ist der Montage-
teil für die zu photographierenden Unterkiefer angeordnet. Er kann auf den Rundstangen in Kameranähe längsverschoben werden, um eine gegenseitige Ausrichtung von Kamera und Unterkiefer (Bildebene parallel Meßpunktebene des Objektes) zu ermöglichen und so einen konstanten Verschwenkungsfehler möglichst gering zu halten (siehe Abb. 27 und 28).

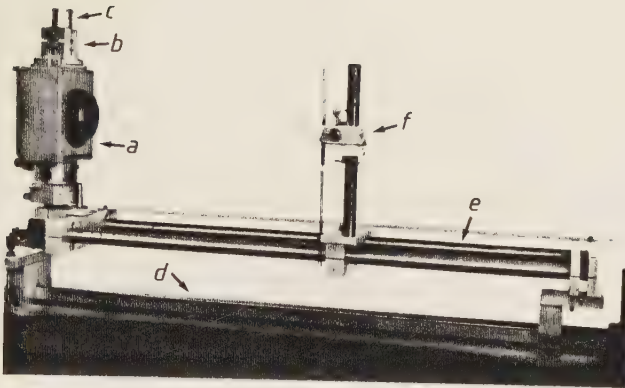


Abb. 27: Seitenansicht der Versuchsanordnung mit montiertem Unterkiefer

- a = Kamera (TMK 6)
- b = Orientierungswürfel
- c = Magnetlibelle
- d = optische Bank
- e = Stativrahmen mit endständigen Querverbindern
- f = Montageteil für die Unterkiefer

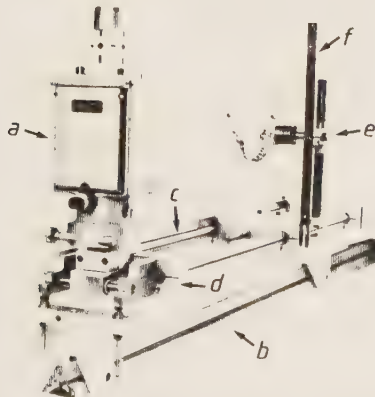


Abb. 28: Ansicht der Versuchsanordnung von hinten mit montiertem Unterkiefer

- a = Kamera (TMK 6 mit Orientierungswürfel und Magnetlibelle)
- b = optische Bank
- c = Stativrahmen
- d = Querverbinder mit Verschiebeschlitten (Kugelrohrbüchse und Klemmvorrichtung für die Kamera)
- e = Montageteil für die Unterkiefer
- f = Zentimetermaßstab

4.4.2. Versuchsdurchführung

4.4.2.1. Vorbereitung der Unterkiefer

Erster Schritt ist die Markierung von geeigneten Meßpunkten. Als Träger der Meßpunktmarkierungen wurden Stücke von plan abgedrehtem Schweißdraht ($\emptyset = 3 \text{ mm}$) verwendet, die in entsprechenden Bohrlöchern mit kalthärtendem Kunststoff fixiert wurden:

- Punkt 1 = linkes Kiefergelenk
- Punkt 2 = rechtes Kiefergelenk
- Punkt 3 = exzentrisch im Bereich des rechten
Foramen mandibulare
- Punkt 4 = Molarenbereich regio 47 bis 48
(distal der zu setzenden Säge-
osteotomie)
- Punkt 5 = Eckzahnbereich regio 33

Die Punkte 1, 2 und 5 spannen die Objektebene auf, während Punkt 4 ca. 1 cm hinter der Objektebene liegt.

Zur wiederholbaren exakten Repositionierung der Unterkiefer am Montageteil der Aufnahmeanordnung werden die Unterkiefer mit einer 2 cm dicken Montagescheibe versehen (siehe Abb. 29). Eine speziell für diesen Zweck konstruierte Vorrichtung ermöglicht eine senkrechte Ausrichtung der Objektebene des Unterkiefers zur Montagescheibe (1). Drei Stellschrauben (2) sorgen für eine sichere Dreipunktabstützung der Montagescheibe gegenüber der Außenfläche des linken Kieferwinkelbereiches und sichern damit die gewünschte Ausrichtung. Von lingual her wird eine Befestigungsschraube (3) mit Beilagscheibe (4) ($\emptyset = 2 \text{ cm}$, Dicke = 4 mm) durch eine entsprechende Bohrung im Bereich des Foramen mandibulare hindurchgeschoben und mit der Montagescheibe ver-

schraubt. Der durch die Geometrie des Unterkiefers gegebene keilförmige Raum zwischen der Knochenoberfläche und der Montagescheibe bzw. der Beilagscheibe wird mit kalthärtendem Kunststoff (5) (Ecotray) aufgefüllt. Nach Aushärtung des Kunststoffes zieht man die Befestigungsschraube fest an. Ein Verdrehen der Montagescheibe verhindern die im Kunststoff eingelassenen Stellschrauben (siehe Abb. 29).

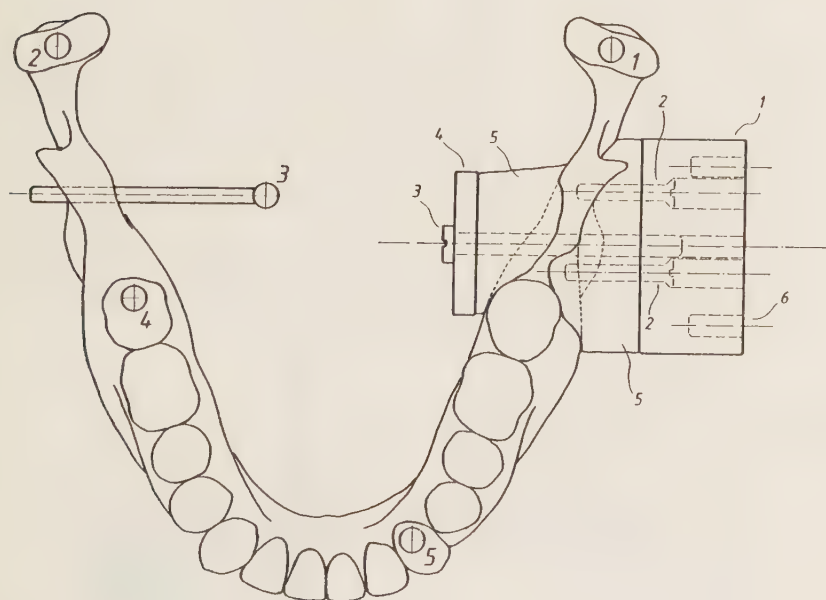


Abb. 29: Unterkiefer mit Meßpunkten (P1 - P5) und Montagescheibe im linken Kieferwinkelbereich.

- 1 Montagescheibe
- 2 Stellschrauben
- 3 Befestigungsschraube
- 4 Beilagscheibe
- 5 Kunststoff
- 6 Bohrung für Paßstifte

Nach Anbringung der Meßpunkte P 1, 2, 4 und 5 fixiert man den Träger des Meßpunktes P 3 im Kieferwinkelbereich der rechten Unterkieferseite mit Kaltpolymerisat und richtet ihn dabei auf die Objektebene aus. Von dem so vorbereiteten Unterkiefer kann die erste stereophotogrammetrische Meßaufnahme im intakten Zustand, die sogenannte Nullaufnahme, angefertigt werden.

4.4.2.2. Ausrichtung der Unterkiefer zur Nullaufnahme

Zur Ausrichtung des Unterkiefers bzw. der durch die Punkte P 1, 2, 3 und 5 gebildeten Objektebene senkrecht zur Aufnahme- richtung verwendet man eine an der Montageeinheit angebrachte Justierplatte (siehe Abb. 30). Der Unterkiefer wird so fixiert, daß die Meßpunkte P 1, 2, 3 und 5 dieser Justierplatte anliegen. Lediglich die Verbindung zwischen unterkieferseitiger und stativseitiger Montagescheibe darf im Folgenden wieder gelöst werden (zum Zwecke der Sägeosteotomie und Osteosynthese), da entsprechende Paßstifte eine spätere exakte Reposition auf 1/100 mm gewährleisten.

Die Montageeinheit (Unterkiefer mit Justierplatte) wird nun zur Justierung der Kamera in deren Nähe verschoben.



Abb. 30:

Montageeinheit mit
Justierplatte und
Unterkiefer.

4.4.2.3. Kamerajustierung

Zu diesem Zweck wird an der Justierplatte eine entsprechende Justierstange senkrecht zur Aufnahme- richtung be- festigt (siehe Abb. 31).

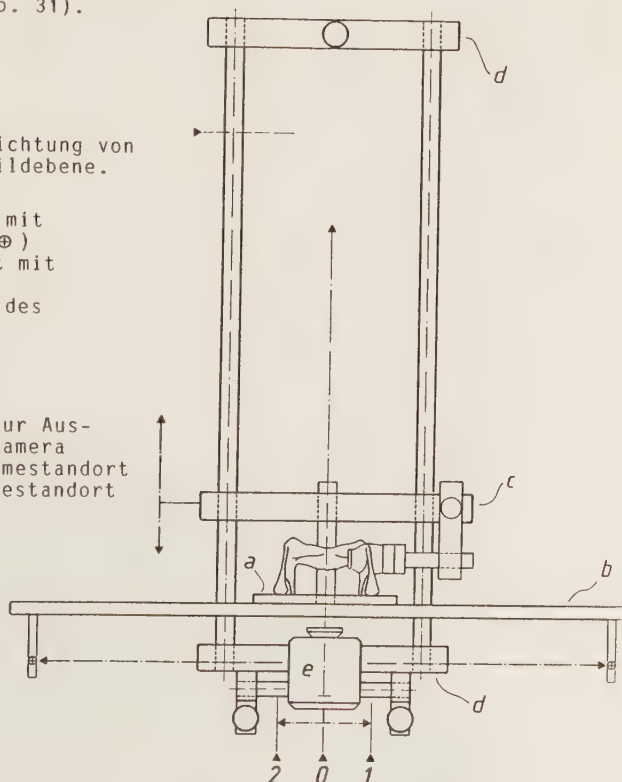
Abb. 31:

Gegenseitige Ausrichtung von
Objektebene und Bildebene.

- a = Justierplatte
- b = Justierstange mit
Richtmarken ($\oplus$)
- c = Montageeinheit mit
Unterkiefer
- d = Querverbinder des
Stativrahmens
- e = Kamera

Kamerastandorte:

- 0 = Nullstellung zur Aus-
richtung der Kamera
- 1 = rechter Aufnahmestandort
- 2 = linker Aufnahmestandort



Die Ausrichtung der Kamera erfolgt in 0-Stellung (mittig zwischen rechtem und linkem Aufnahmestandort) durch Anpeilung zweier Fadenkreuze über das Richtfernrohr der Meßkammer. Die gegenseitige Ausrichtung von Kamera und Unterkiefer dient der Vermeidung eines konstanten Verschwenkungsfehlers (Bildebene nicht parallel Objektebene) für alle folgenden Aufnahmen einer Versuchsreihe. Nach erfolgter Justierung wird die Justierplatte und -stange von der Montageeinheit entfernt und diese auf den Objekt- abstand von 50 cm verschoben und fixiert.

4.4.2.4. Nullaufnahme

Nach der Ausrichtung von Kamera und Unterkiefer kann die Aufnahme des ersten Stereobildpaares vom unversehrten Unterkiefer (= Nullaufnahme) erfolgen. Dazu wird die Kamera zum rechten Aufnahmestandort verschoben und festgestellt. Mit Hilfe der auf dem Orientierungswürfel sitzenden Magnetlibelle wird über den linksseitigen und den kamerafernen Auflagepunkt des Stativrahmens eine waagerechte Ausrichtung der gesamten Aufnahmeanordnung erreicht, um eine unkontrollierte Verkantung zu vermeiden. Es folgt die Aufnahme des Objektes. Die zweite Aufnahme des Stereobildpaares führt man in analoger Weise nach Verschieben der Kamera zum linken Aufnahmestandort durch. Alle Photoplatten werden 20 Sekunden bei Blende 11 belichtet (Filmempfindlichkeit = 12 DIN).

4.4.2.5. Sägeosteotomie

Von einer Fraktursetzung mittels entsprechender Werkzeuge oder von Hand wurde Abstand genommen, da die Gefahr einer unkontrollierten Zersplinterung der mazerierten Leichenmandibeln zu groß war. Zudem gewährleistet eine Sägeosteotomie in Bezug auf einen konstanten "Frakturverlauf" eine bessere Vergleichbarkeit der verschiedenen Osteosynthesen im Hinblick auf die Repositionsgenauigkeit.

Bei der Sägeosteotomie wurde der Schwenkarm einer Innenlochsäge (Firma Leitz, Sägemikrotom 1600) mit einer Befestigungsvorrichtung für die Unterkiefer versehen. Dadurch wird die Einstellung der gewünschten Schnittrichtung ermöglicht (siehe Abb. 32).

Der zu zersägende Unterkiefer ist innerhalb des als Innenlochsäge konstruierten Sägeblattes angeordnet und wird nach Inbetriebnahme durch einen einstellbaren Feintrieb gegen die Schneide des Sägeblattes geschwenkt. Unter ständiger Kühlwasserzufuhr wird der Unterkiefer bis auf ca. 2 mm zersägt, wobei ein definierter Schnittverlust von 0,3 mm (Werksangabe) entsteht. Nach Entfernung des Unterkiefers vom Schwenkarm wird er dann endgültig durch Bruch der noch belassenen Verbindung in zwei Teile getrennt. Die Unregelmäßigkeiten dieser Bruchstelle gewährleisten bei den späteren Osteosynthesen eine exakte Repositionierung. Der durch die Säge entstandene Schnittverlust wird bei der Reposition durch eine 0,3 mm dicke Kunststoffolie ausgeglichen. Als nächster Schritt erfolgt die Osteosynthese mit anschließender Meßaufnahme.

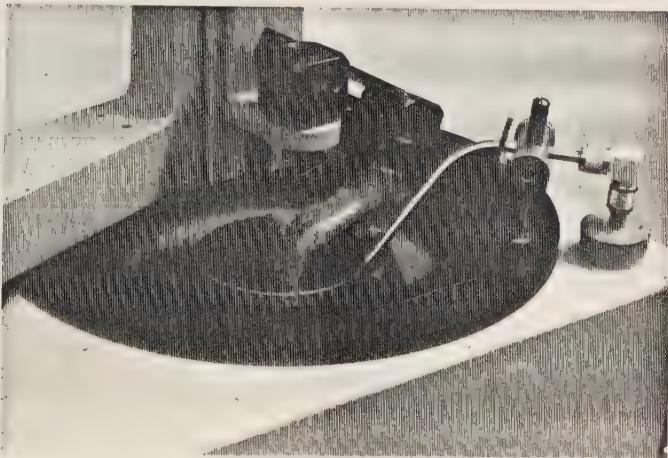


Abb. 32: Leitz-Sagemikrotom mit montiertem Unterkiefer

4.4.2.6. Die Osteosynthese

Die Fragmente werden mit der Repositions- und Kompressionszange nach SCHMOKER (141) (siehe auch Abb. 15, Seite 26) gegeneinander fixiert, der Schnittverlust durch die Sägeosteotomie durch Einlage einer 0,3 mm starken Kunststoffolie ausgeglichen. Mit den für die jeweilige Osteosynthese vorgesehenen Originalinstrumentarien wird die Osteosynthese durchgeführt. Unmittelbar nach der Lösung der Repositionszange fertigt man die Stereomeßaufnahme an (siehe Abb. 33).



Abb. 33: Stereobildpaar von Kiefer Nr. 2,
Osteosynthese: 4-Loch-DCP,
Versuch Nr. 25 (Abb. 40).

4.4.2.7. Auswertung der Stereobildpaare

Nach Entwicklung der belichteten Aufnahmen erfolgte die Auswertung am Auswertegerät I. Ordnung, dem PLANIMAT D 2 der Firma Zeiss. Der PLANIMAT D 2 zeichnet sich durch seine hohe Parallaxenmeßgenauigkeit von $\pm 0,01$ mm aus.

Zur Koordinatenerfassung stand die elektronische Aufzeichnungseinheit ECOMAT-11 mit angeschlossenem Drucker zur tabellarischen Ausgabe von Punktnummerierungen und zugehörigen X, Y und Z-Koordinaten zur Verfügung. Bei der Koordinatenmessung wurde auf die halbautomatische Verfahrensweise zurückgegriffen, wobei im schrittweisen Meßablauf die Wanderung der Meßmarken kontinuierlich analog in Zahlenwerte transformiert, die Aufzeichnung der Koordinaten jedoch per Hand ausgelöst wird. Die Koordinatenbestimmung am PLANIMAT D 2 ist durch einen geübten Auswerter (Dr. Th. Wintges, Institut für Fernerkundung und Geodäsie der Universität München) durchgeführt worden.

4.4.3. Fehlertheorie und Fehlerrechnung

4.4.3.1. Allgemeine Fehlertheorie

Maßgebend für die Genauigkeit bei der Bestimmung der Raumkoordinaten X , Y und Z eines stereophotogrammetrisch zu vermessenden Gegenstandes ist die Genauigkeit der inneren und äußeren Orientierung (FINSTERWALDER u. HOFMANN, 43). Deshalb sind die Einflüsse von Orientierungsfehlern und Bildkoordinatenfehlern auf die Raumkoordinaten des Gegenstandes einer genaueren Betrachtung zu unterziehen.

Fehler in der inneren und äußeren Orientierung bewirken entsprechende Abweichungen in den Bildkoordinaten, die sich zusätzlich mit Fehlern der Komparatormessung kombinieren und so gemeinsam zu einer Verfälschung der Raumkoordinaten führen (FINSTERWALDER u. HOFMANN, 43).

Sollen die von der Messgenauigkeit des Stereokomparators abhängigen mittleren Fehler der Bildkoordinaten x' , y' und der Horizontalparallaxe p_x durch die Fehlergröße der Orientierungselemente (innere und äußere Orientierung) nicht vergrößert werden, läßt sich der zulässige Einfluß von Orientierungsfehlern auf die Bildkoordinaten abschätzen. Darauf folgt die Bestimmung des Einflusses von Orientierungsfehlern und Bildkoordinatenfehlern auf die Raumkoordinaten des Objektes (FINSTERWALDER u. HOFMANN, 43).

► Fehler in der inneren Orientierung

Fehler können hier in Form eines Fehlers im Abstand des Bildes vom Projektionszentrum (= Fehler der Kammerkonstanten c = Bildweitenfehler d_c) auftreten, oder in Form eines Hauptpunktfehlers, also einer Abweichung der Lage des Hauptpunktes vom Bildmittelpunkt.

Dabei ist zu berücksichtigen, daß sich bei einem Stereobildpaar ein gemeinsamer Bildweitenfehler d_c anders auf die Messung auswirkt als ein einseitiger Bildweitenfehler.

Ersterer wirkt sich in Form eines Maßstabfehlers der Entfernung aus und ist durch Korrektur mit Hilfe von Paßpunkten ohne Einfluß auf die Horizontalparallaxe p_x . Er beeinflusst damit nur die monokular gemessenen Bildkoordinatenwerte x' und y' .

Im Gegensatz dazu besteht bei einem einseitigen Bildweitenfehler keine Korrekturmöglichkeit und führt so über die Verfälschung der Horizontalparallaxe p_x zu einer entsprechenden Verfälschung der Entfernungsmessung.

Hervorgerufen werden einseitige Bildweitenfehler durch ungenaues Anlegen der Photoplatten am Meßkammerrahmen und durch Unebenheiten der Photoplatten selbst.

Im allgemeinen können alle systematischen Fehler, die sich gemeinsam auf die Bilder eines Stereobildpaares auswirken, mit Hilfe von Paßpunkten eliminiert werden.

(FINSTERWALDER u. HOFMANN, 43).

► Fehler in der äußeren Orientierung

Die äußere Orientierung wird neben den drei Raumkoordinaten des Projektionszentrums festgelegt durch drei Richtungswinkel, die Verkantung κ , die Neigung ω und die Verschwenkung φ . Bei der terrestrischen Stereophotogrammetrie wird im allgemeinen mit einer äußeren Orientierung der Meßkammer gearbeitet, bei der die drei Winkel gleich Null sind.

Fehler in den Bildkoordinaten bzw. den sich daraus ergebenden Raumkoordinaten entstehen durch Abweichungen der äußeren Orientierung der Kammer von diesen Sollwerten und der nachfolgenden Auswertung der Stereobildpaare nach dem Normalfall der Stereophotogrammetrie (für den gilt: $\kappa = 0$, $\omega = 0$, $\varphi = 0$).

(FINSTERWALDER u. HOFMANN, 43).

- Einfluß der Orientierungs- und Bildkoordinatenfehler auf die Raumkoordinaten (Genauigkeit der stereophotogrammetrischen Aufnahme)

Unter der Annahme, daß die Fehler sowohl in der inneren als auch in der äußeren Orientierung die Meßungenauigkeit der Komparatormessung nicht vergrößern, lassen sich - ausgehend von den Abbildungsgleichungen des Normalfalles der Stereophotogrammetrie

$$Z = \frac{b \cdot c}{p_x} \quad (1)$$

$$X = \frac{b \cdot x'}{p_x} \quad (2)$$

$$Y = \frac{b \cdot y'}{p_x} \quad (3)$$

(siehe auch Seite 46) - die mittleren Fehler m_x , m_y und m_z der Raumkoordinaten X , Y und Z berechnen (FINSTERWALDER u. HOFMANN, 43).

Nach mathematischer Umformung der Gleichung (1) gibt die Gleichung (4) den Gesamteinfluß der Orientierungs- und Bildkoordinatenfehler auf die Entfernung Z an:

$$m_z = \pm \frac{Z}{b \cdot c} \sqrt{Z^2 \cdot m_{p_x}^2 + c^2 \cdot m_b^2 + b^2 \cdot m_c^2} \quad (4).$$

Unter Annahme einer erfolgten Basiskorrektur und Eliminierung des systematischen Fehlers der Bildkoordinaten und Horizontalparallaxen (= Korrektur aller Fehler der Orien-

tierungselemente, die sich in einem konstanten Parallaxenfehler auswirken = konstanter Anteil des Verschwenkungsfehlers $d_{x\varphi}$ beider Bilder und dem Nullpunktfehler d_{p_0} der Parallaxenmessung), sowie einer vernachlässigbaren Abweichung der Kammerkonstante c , hängt die Genauigkeit der Raumkoordinaten X , Y und Z nur noch von dem mittleren Fehler der Komparatormessung (Messung der Bildkoordinaten x' , y' und der Horizontalparallaxe p_x) ab. Die Gleichung (4) vereinfacht sich dadurch zu:

$$m_Z = \pm \frac{Z^2}{b \cdot c} \cdot m_{p_x} \quad (5).$$

Analoge Formeln lassen sich für die mittleren Lagefehler m_x und m_y aus den Gleichungen (2) und (3) ableiten.

(FINSTERWALDER u. HOFMANN, 43).

4.4.3.2. Spezielle Fehlerbetrachtung und Fehlerrechnung

Ausgehend von obigen Formeln für den Gesamteinfluß von Orientierungs- und Bildkoordinatenfehlern auf die Entfernung Z ergibt sich entsprechend der Werte für das verwendete Aufnahmesystem als Tiefenfehler folgender Wert:

$$m_Z = \pm \frac{Z^2}{b \cdot c'} \cdot m_{p_x}; \quad m_Z = \pm \frac{500^2}{50 \cdot 58,53} \cdot 0,01 \text{ mm}; \quad m_Z = \pm 0,854 \text{ mm}.$$

Dabei ist: Z = Aufnahmeentfernung (= 500 mm)

b = Basislänge (= 50 mm)

c' = die entsprechend der Vorsatzlinse
korrigierte Kammerkonstante
($c' = c \cdot 0,9775$; $c = 60 \cdot 0,9775 \text{ mm} = 58,53 \text{ mm}$)

m_{p_x} = Parallaxenmeßgenauigkeit des
PLANIMAT D 2 (= $\pm 0,01 \text{ mm}$)

Die Berechnung des Lagefehlers m_X bzw. m_Y der Raumkoordinaten X bzw. Y erfolgt analog der Ermittlung des Entfernungsfehlers m_Z auf Basis der entsprechenden Abbildungsgleichungen:

Lagefehler in X-Richtung:

$$m_X = \pm \frac{X^2}{b \cdot x'} \cdot m_{p_X}$$

$$m_X = \pm \frac{X}{b} \cdot V \cdot m_{p_X}$$

$$m_X = \pm \frac{115}{50} \cdot 8,54 \cdot 0,01 \text{ mm}$$

$$m_X = \pm 0,2 \text{ mm}$$

Lagefehler in Y-Richtung:

$$m_Y = \pm \frac{Y^2}{b \cdot y'} \cdot m_{p_X}$$

$$m_Y = \pm \frac{Y}{b} \cdot V \cdot m_{p_X}$$

$$m_Y = \pm \frac{90}{50} \cdot 8,54 \cdot 0,01 \text{ mm}$$

$$m_Y = \pm 0,15 \text{ mm}$$

mit der Vergrößerung $V = \frac{\text{Objektentfernung } Z}{\text{Kammerkonstante } c'}$

$$\text{wobei gilt: } V = \frac{Z}{c'} = \frac{500 \text{ mm}}{58,53 \text{ mm}} = 8,54 \text{ und}$$

$$V = \frac{Z}{c'} = \frac{X}{x'} = \frac{Y}{y'}$$

X = Maximale Entfernung der Meßpunkte in X-Richtung ($X = 115 \text{ mm}$)

Y = Maximale Entfernung der Meßpunkte in Y-Richtung ($Y = 90 \text{ mm}$)

Z = Objekt- bzw. Aufnahmeentfernung ($Z = 500 \text{ mm}$)

x' = die sich durch den Abbildungsmaßstab ergebende maximale Entfernung der abgebildeten Meßpunkte in X-Richtung ($x' = 13,5 \text{ mm}$)

y' = die sich durch den Abbildungsmaßstab ergebende maximale Entfernung der abgebildeten Meßpunkte in Y-Richtung ($y' = 10,5 \text{ mm}$)

m_{p_X} = Parallaxenmeßgenauigkeit des PLANIMAT D 2 ($m_{p_X} = \pm 0,01 \text{ mm}$)

c' = die entsprechend der Vorsatzlinse korrigierte Kammerkonstante ($c' = c \cdot 0,9775$; $c' = 60 \cdot 0,9775 \text{ mm} = 58,53 \text{ mm}$)

Um gesicherte Werte zu erhalten, wurden alle Meßpunkte mehrmals vermessen, bei den Nullaufnahmen je zehnmal, bei allen folgenden Stereobildpaaren je fünfmal.

Nach entsprechender Berechnung und Gewichtung der absoluten Abweichungen der Einzelmeßwerte vom jeweiligen Mittelwert ergaben sich die mittleren Abweichungen der Koordinatenmittelwerte eines jeden Punktes in den drei Richtungen des Raumes, zunächst für das Maschinenkoordinatensystem (gemitteltes Maschinenkoordinatensystem). Durch Reduktion des Maschinenkoordinatensystems auf Punkt 1 unseres zu vermessenden Objektes und unter Berücksichtigung des Auswertemaßstabes des Stereokomparators im Verhältnis zum Original (Verhältnis Maschinenkoordinatensystem zu Originalkoordinatensystem = 4 zu 1) ergibt sich das auf Punkt 1 reduzierte Originalkoordinatensystem (Einheit = 1/10 mm) und entsprechend dazu die jeweiligen mittleren Abweichungen der Originalkoordinatenmittelwerte (Einheit = 1/10 mm) (siehe auch Abschnitt 8.2. Tabellen I - XIV).

Faßt man die Werte der mittleren Abweichungen d_x , d_y und d_z der einzelnen Meßpunkte in den drei Raumrichtungen X, Y und Z zusammen, so ergeben sich folgende maximale und minimale mittlere Abweichungen $d_{x_{\max}}$, $d_{y_{\max}}$, $d_{z_{\max}}$ bzw. $d_{x_{\min}}$, $d_{y_{\min}}$, $d_{z_{\min}}$ und arithmetische Mittelwerte $\bar{d}_x$, $\bar{d}_y$, $\bar{d}_z$ ($n = 300$; $s = \text{Standardabweichung}$):

$$\begin{aligned} \text{für die X-Achse: } d_{x_{\max}} &= 0,48 \\ d_{x_{\min}} &= 0,04 \\ \bar{d}_x &= 0,104 \quad (s = 0,0697) \end{aligned}$$

für die Y-Achse:

$$\begin{aligned}d_{y_{\max}} &= 0,4 \\d_{y_{\min}} &= 0 \\\bar{d}_y &= 0,105 \quad (s = 0,0631)\end{aligned}$$

für die Z-Achse:

$$\begin{aligned}d_{z_{\max}} &= 2,72 \\d_{z_{\min}} &= 0,12 \\\bar{d}_z &= 0,402 \quad (s = 0,345)\end{aligned}$$

Alle Werte sind bezogen auf das Originalkoordinatensystem (Einheit = 1/10 mm).

Die Auswertegenauigkeit in der XY-Ebene stimmt also, bezogen auf die X- bzw. Y-Achse, im Mittel genau überein. Die Auswertegenauigkeit in der Z-Achse ist im Mittel mit einer um den Faktor 4 größeren Toleranz behaftet.

Aus den Koordinatenwerten (gemitteltes Originalkoordinatensystem) der einzelnen Stereobildpaare und den Koordinatenwerten des zugehörigen Nullaufnahme-paares lassen sich die Wanderungen Δx , Δy und Δz der Meßpunkte P 2 bis P 5 in X-, Y- und Z-Richtung errechnen.

Diese Differenzwerte können zur Berechnung der resultierenden räumlichen Wanderung der Meßpunkte herangezogen werden. Davon wurde jedoch Abstand genommen, da bei dieser Berechnung ($\Delta s = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$) die Abweichungen der Δx -, Δy - und Δz -Werte im Quadrat in die Berechnung eingehen und so die Aussagekraft des Wertes Δs beeinträchtigen. Dies gilt besonders für den Δz -Wert, der mit der größten Fehlerbreite behaftet ist.

Zur Interpretation der Meßergebnisse werden deshalb nur die Strecken zwischen dem als 0-Punkt des Originalkoordinatensystems gewählten Meßpunkt P 1 und den vier weiteren Punkten bzw. deren Differenzen zwischen den Nullaufnahme- und entsprechenden Stereobildpaaren der einzelnen Versuche in der XY-Ebene herangezogen.

Getrennt davon werden die Koordinatenveränderungen in Z-Richtung in die Betrachtung einbezogen.

4.4.4. Versuchsergebnisse

Tabelle 1: VERSUCHSPROGRAMM*

KIEFFERNUMMER				I	II	III	IV	V	VI	VII	
NULLAUFNAHME				1	18	31	41	45	49	52	
DYNAMISCHE KOMPRESSIONSPLATTE (4-Loch-DCP)	Hohlbiegung 0,0 mm	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	30		19						
			50		20						
			70		21						
			90		22						
		Hohlbiegung 0,5 mm	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	30	2						
				50	3						
				70	4						
				90	5						
		Hohlbiegung 1,0 mm	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	30	6						
				50	7						
				70	8						
				90	9						
	Hohlbiegung 1,5 mm	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)		10							
				11							
				12							
				13							
	Zugschrauben- osteosynthese Hohlbiegung 0,0 mm	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	30		23						
			50		24						
			70		25						
			90		26						
MINIPLATTE NACH CHAMPEY						32		48	51	57	
NEUTRALE 4-LOCH-AO- FINGERPLATTE	Hohlbiegung 0,0 mm	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	30		33						
			50		34						
			70		35						
			90		36						
DOPPELTE PARALLELE DRAHTNAHT	Verdrillung	einseitig	14	27	37	42				58	
		zweiseitig	15	28	38	43				59	
	Tölzer Schloß		16	29	39	44				60	
			17	30	40						
EXZENTRISCH DYNAMISCHE KOMPRESSIONSPLATTE (4-Loch-EDCP)	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	30					46	50	53		
		50					47		54		
		70							55		
		90							56		

Den durchgeführten Osteosynthesen sind die entsprechenden Versuchsnummern zugeordnet.

Den durchgeführten
Osteosynthesen sind
die entsprechenden
Versuchsnummern zu-
geordnet.

Insgesamt hat man an 7 Leichenunterkiefern 53 Osteosynthesen durchgeführt. Die entsprechenden Meßbilder hat man einschließlich der 7 Nullaufnahmen von 1 bis 60 durchnummeriert. Die Zuordnung von Versuchsnummer, angewandeter Osteosynthesetechnik und Unterkieferpräparat geht aus der Tabelle 1 (Versuchsprogramm, S. 67) hervor. Anschließend sind anhand von 60 Stereobildpaaren die Raumkoordinaten von jeweils 5 Meßpunkten an 7 Unterkiefern im Stereokomparator bestimmt worden. Die Punktkoordinaten auf den Bildpaaren vor der Osteotomie (7 Nullaufnahmen entsprechend den Bildpaaren A_1B_1), sowie diejenigen nach insgesamt 53 Osteosynthesen (übrige Bildpaare) sind tabellarisch im Anhang (Abschnitt 8.2., Tabellen I - XIV) aufgeführt. Hier sind auch die Koordinatendifferenzen (Δx , Δy , Δz) zwischen Nullaufnahme und Meßaufnahme nach Osteosynthese genannt. Sie sind als direktes Maß für die räumliche Verschiebung der Meßpunkte nach der Osteosynthese anzusehen.

Zur anschaulichen Darstellung der Daten werden auf den folgenden Seiten in einer schematischen Aufsicht des Unterkiefers die Meßpunkte mit einem Hilfskoordinatensystem abgebildet (siehe Abb. 34). Die räumliche Position der Meßpunkte auf der Nullaufnahme ist durch ein Zahlentripel gekennzeichnet und bezieht sich auf Meßpunkt P 1 als Ursprung (0-Punkt) eines rechtwinkligen (cartesischen) Rechtssystems. Die Z-Achse - dargestellt als Winkelhalbierende - gibt vor der Bildebene positive Wanderungen, dahinter negative Wanderungen an, bezogen auf die Position des Meßpunktes bei der Nullaufnahme. Die Wanderung der Meßpunkte nach der Osteosynthese ist in der XY-Ebene durch ein Fadenkreuz markiert. Die zurückgelegte Wegstrecke (Δx , Δy , Δz) läßt sich in X und Y an der Skalierung der Hilfskoordinatensysteme direkt abzählen, in Z kann man sie mit einem Lineal messen (1 cm = 1 mm, photographische Verkleinerung auf 71 %). Die Punkte P 1 und P 5 sind als feststehend zu betrachten. Meßabweichungen bei Punkt P 5 dienen als Kontrolle für die Genauigkeit der Messungen.

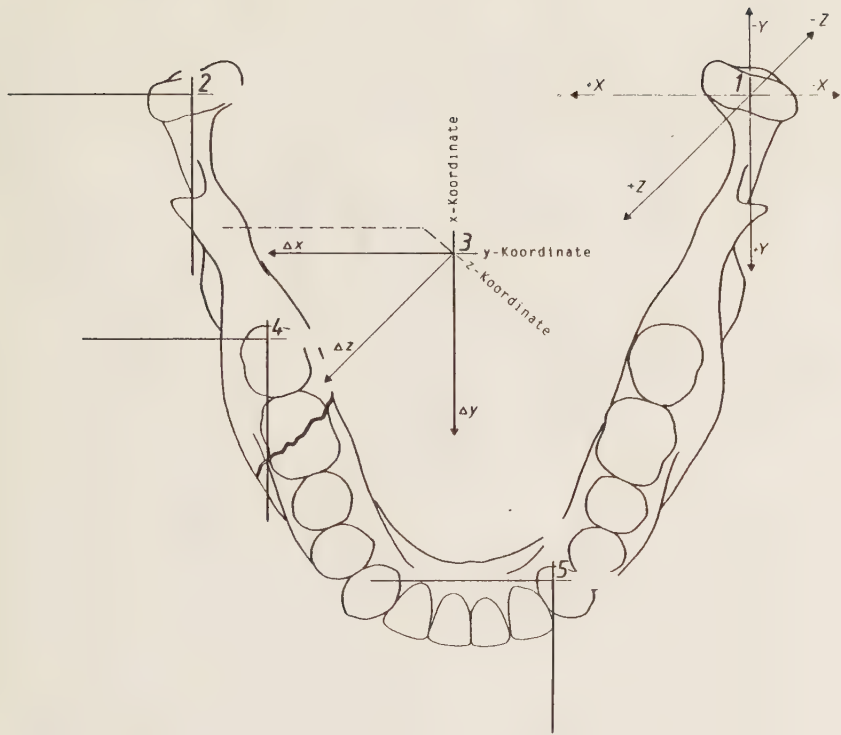
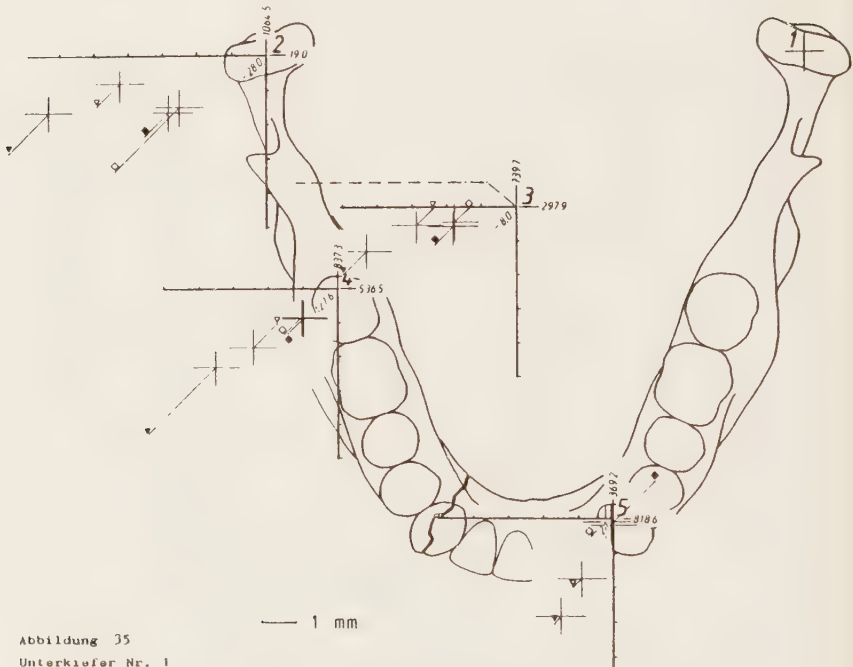


Abb. 34: Die Anordnung der Hilfskoordinatensysteme und des Ursprungs 0 entsprechend den Meßpunkten P1 bis P5.

Die Vorzeichenorientierung des rechtwinkligen Raumkoordinatensystems ist stellvertretend für alle Hilfskoordinatensysteme im Ursprungskoordinatensystem (0-Punkt = Punkt P1) angegeben.

4.4.4.1. Beschreibung und Interpretation der Meßbilder



Kommentar zur Abbildung Nr. 35

Unter wachsendem Schraubenanzugsmoment wandern die Schraubenköpfe in den Gleitlöchern der DCP unter Mitnahme des kleinen Fragmentes in Richtung auf den Bruchspalt, erkennbar an den zunehmenden Y-Werten der Meßpunkte P2 bis P4. Bei einem Anzugsmoment von 30 Ncm findet sich bereits eine kräftige Aufbiegung der Mandibula in X-Richtung, die sich bei 50 Ncm noch verstärkt, um bei 70 Ncm bzw. 90 Ncm zu geringeren X-Werten zurückzukehren. Offensichtlich überlagern sich die Bewegungen aufgrund des sphärischen Gleitprinzips der Schraubenköpfe in der Platte in Richtung Bruchspalt mit derjenigen, die durch eine zunehmende Adaptation der hohlgebogenen Platte an die Knochenoberfläche ausgelöst ist.

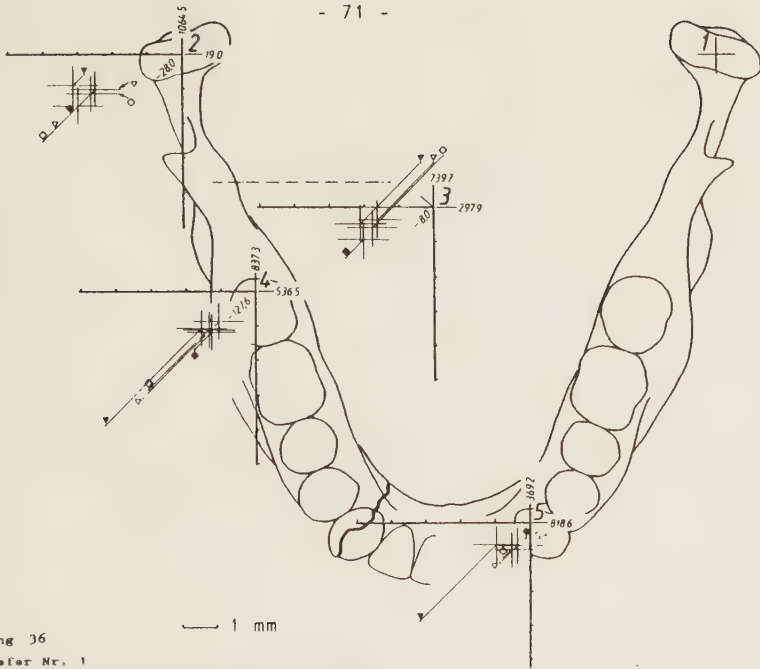


Abbildung 36

Unterkiefer Nr. 1

Osteosynthese: Dynamische Kompressionsplatte (4-Loch-DCP), Hohlbiegung 1,0 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
6	A ₆ B ₆	▼	30	0	0	0
7	A ₇ B ₇	▼	50	0	0	0
8	A ₈ B ₈	◇	70	0	0	0
9	A ₉ B ₉	◆	90	0	0	0

Kommentar zur Abbildung Nr. 36:

Die Verlagerungen der Meßpunkte P2, P3 und P4 sind vergleichsweise gering; die Druckplattenosteosynthese führt zu einer leichten Aufbiegung der Mandibula (Erhöhung der X-Werte) und zu einer Stauchung des kleinen Segmentes in Richtung Bruchspalt (Erhöhung der Y-Werte). Das Schraubenanzugsmoment scheint dabei nur einen geringen Einfluß zu besitzen. Die gegenläufigen Z-Werte der Meßpunkte P3 und P4 deuten auf eine Torsionsbewegung des proximalen Segmentes im Uhrzeigersinn. Je näher die Meßpunkte zur Osteosynthese gelegen sind, desto geringer ist ihre Lageveränderung in der XY-Ebene ausgehend von der ursprünglichen Punktlage.

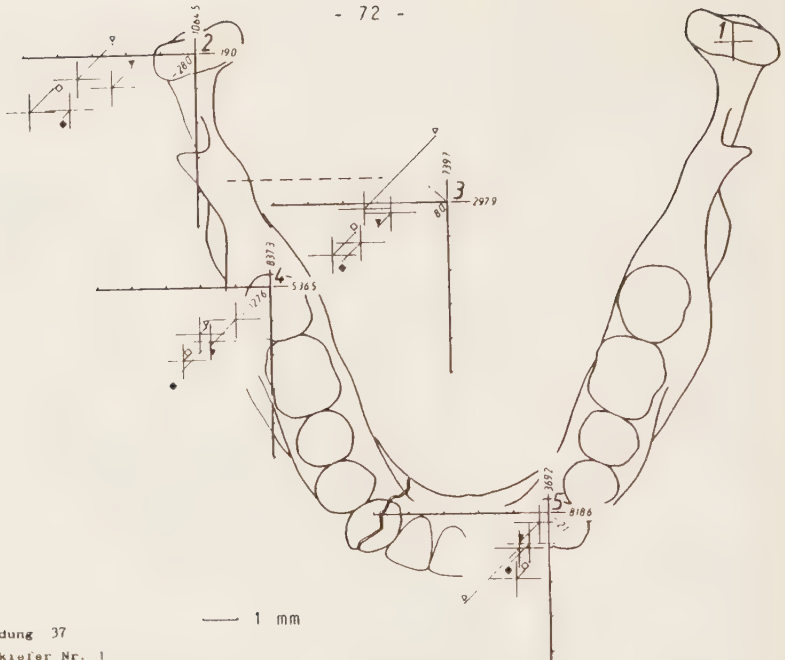


Abbildung 37

Unterkiefer Nr. 1

Osteosynthese: Dynamische Kompressionsplatte (4-Loch-DCP); Hohlbiegung 1,5 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
10	B ₁ A ₁	▽	30	0,75	0	0
11	B ₂ A ₂	▼	50	0,6	0	0
12	B ₃ A ₃	○	70	0,5	0	0
13	B ₄ A ₄	●	90	0,0	0	0

Kommentar zur Abbildung Nr. 37:

Ähnlich wie bei der Abbildung Nr. 36 läßt sich eine vom Anzugsmoment der Schrauben abhängige Wanderung der Punkte P 2, P 3 und P 4 beobachten: Während ihre X-Werte beim Anzug von 30 Ncm auf 50 Ncm zunächst abnehmen (Annäherung der Knochenoberfläche an die Platte), steigen sie bei 70 Ncm bzw. 90 Ncm wieder an, woraus letztlich eine Aufbiegung der Unterkieferspanne resultiert. Makroskopisch war erst bei 90 Ncm eine stufenfreie Plattenadaptation erreicht, was offensichtlich nicht der optimalen Reposition (hier bei 50 Ncm) entspricht.

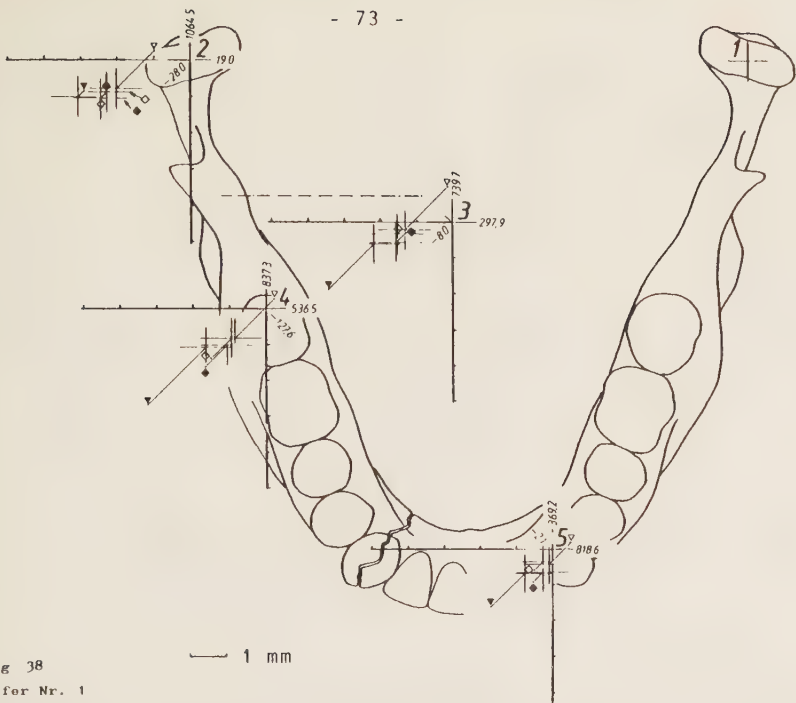


Abbildung 38

Unterkiefer Nr. 1

Osteosynthese: Parallele Drahtnaht; Drahtdurchmesser 0,5 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Ausführung	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
14	B ₅ A ₅	▽	Verdrillung einseitig	0	0	0
15	B ₆ A ₆	▼	Verdrillung zweiseitig	0	0	0
16	B ₇ A ₇	◇	Tölzer Schloß	0	0	0
17	B ₈ A ₈	◆	Tölzer Schloß	0	0	0

Kommentar zur Abbildung Nr. 38:

Alle Drahtosteosynthesen führen in der XY-Ebene unabhängig von der jeweiligen Modifikation zu einer geringen Verlagerung der Meßpunkte, die allerdings mit zunehmendem Abstand von der Osteotomie größer wird. Ähnlich wie bei der vorher betrachteten Plattenosteosynthese kommt es zu einer Aufbiegung der Mandibula in X-Richtung und einer Stauchung des kleinen Segmentes in Richtung Bruchspalt, was sich in zunehmenden Y-Werten ausdrückt.

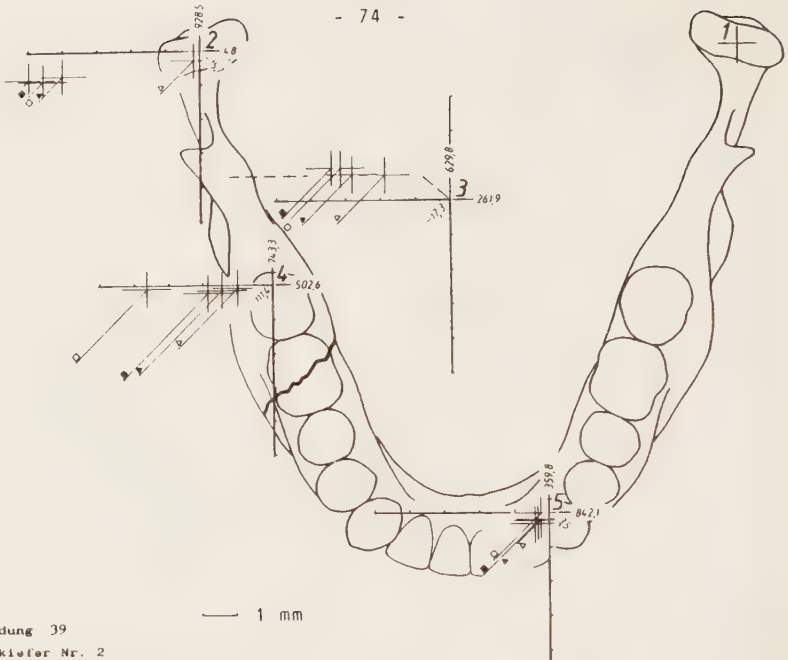


Abbildung 39

Unterkiefer Nr. 2

Osteosynthese: Dynamische Kompressionsplatte (4-Loch-DCP); Hohlbiegung 0 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Schraubenanzugsmoment (Ncm)	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
18	A ₁ B ₁	Nullaufnahme	-	-	-	-
19	A ₂ B ₂	▽	30	0	0	0,20
20	A ₃ B ₃	▼	50	0	0	0,45
21	A ₄ B ₄	◇	70	0	0	0,60
22	A ₅ B ₅	◆	90	0	0	0,80

Kommentar zur Abbildung Nr. 39:

Nachdem keine Hohlbiegung vorliegt, zeigt sich deutlich der mit dem Anzugsmoment der Schrauben zunehmende Aufbiegungseffekt, erkennbar an der schrittweisen Wanderung der Meßpunkte auf der X-Achse nach links. Damit korreliert die am Präparat beobachtete linguale Spaltbildung. Die entgegengesetzte Bewegung der Meßpunkte P 2 / 4 im Vergleich zu P 3 auf der Y-Achse wird verständlich, wenn man das Rotationszentrum im buccalen Randbereich des Osteotomiespaltes vermutet, wie es aufgrund der fehlenden Hohlbiegung naheliegt. Führt man von diesem Drehzentrum die Verlagerung der Meßpunkte P 2, P 3 und P 4 in X-Richtung mit dem Zirkel nach lateral aus, ergeben sich die dargestellten Verschiebungen in der Y-Achse.

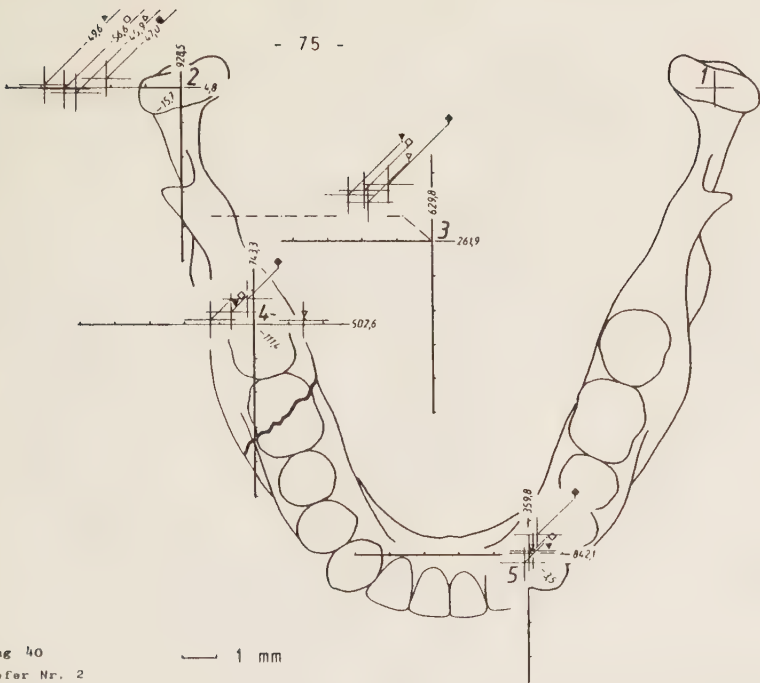


Abbildung 40

Unterkiefer Nr. 2

Osteosynthese: Dynamische Kompressionsplatte (4-Loch-DCP); Hohlbiegung 0 mm;
Bruchspalt nahe Schraube des kleinen Fragmentes als Zugschraube

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
23	A ₆ B ₆	▽	30	0,2	0	0
24	A ₇ B ₇	▼	50	0	0	0,35
25	A ₈ B ₈	◇	70	0	0	0,55
26	A ₉ B ₉	◆	90	0	0	0,70

Kommentar zur Abbildung Nr. 40:

In ähnlicher Weise wie bei Abbildung Nr. 39 kommt es bereits unter niedrigem Anzugsmoment zwischen 30 Ncm bis 70 Ncm zu einer schrittweisen Abknickung des rechten Kondylus (Punkt P2) nach lateral. Ursache ist wohl die fehlende Hohlbiegung, wie auch die zunehmende Spaltbildung lingual vermuten läßt. Bei 90 Ncm kann die mediale Schraube des kleinen Fragmentes, die quer durch den Bruchspalt gelegt worden ist, ihre Wirkung als Zugschraube entfalten. Nach anfänglichem Aufsitzen des Schraubenkopfes am Lochrand gleitet sie nun in das Langloch. Die Folge ist eine Rückverlagerung der Punkte P2, P3 und P4 auf der X-Achse in die Nähe der Ausgangsposition. Die gleichsinnige Verlagerung dieser Punkte in der Z-Achse nimmt mit der Entfernung vom Osteotomiespalt zu. Das Ausmaß scheint über den Fehlerbereich hinauszuweisen und deutet auf eine Abknickung des proximalen Segmentes zum negativen Bereich hinter die Bildebene, also nach kaudal. Dies ist wohl der Kompressionswirkung durch Platte und Zugschraube im Bereich der Unterkieferbasis zuzuschreiben.

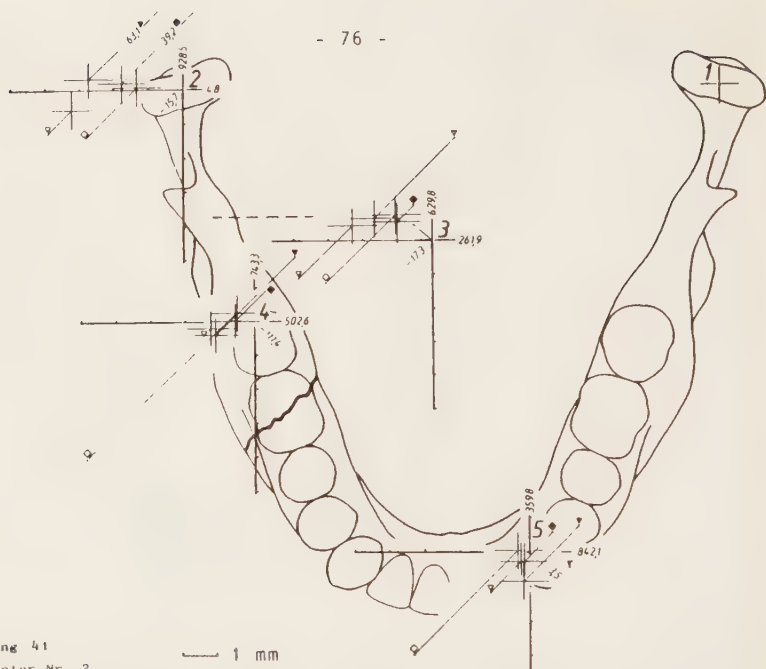


Abbildung 41

Unterkiefer Nr. 2

Osteosynthese: Parallele Drahtnaht; Drahtdurchmesser 0,5 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Ausführung	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
27	B ₁ A ₁	▽	Verdrillung einseitig	0	0	0
28	B ₂ A ₂	▽	Verdrillung zweiseitig	0	0	0
29	B ₃ A ₃	◇	Tülzer Schloß	0	0	0
30	B ₄ A ₄	◆	Tülzer Schloß	0	0	0

Kommentar zur Abbildung Nr. 41:

Allen Drahtligaturen ist ein gewisser Aufbiegungseffekt gemeinsam, erkennbar an der Wanderung der Meßpunkte auf der X-Achse nach lateral. Die Werte nehmen mit der Entfernung vom Bruchspalt zu. Die uneinheitlichen Abweichungen in Z-Richtung können aus Bewegungen des proximalen Segmentes im Sinne einer Abknickung nach kaudal, eines rein translatorischen Versatzes, einer Torsion in Bezug auf das unbewegliche große Segment oder in einer Kombination dieser Bewegungen resultieren. Die apparativ bedingte größere Fehlerbreite in Z, wie sie in den Verlagerungen des Punktes P 5 zum Ausdruck kommt, ist zu berücksichtigen.

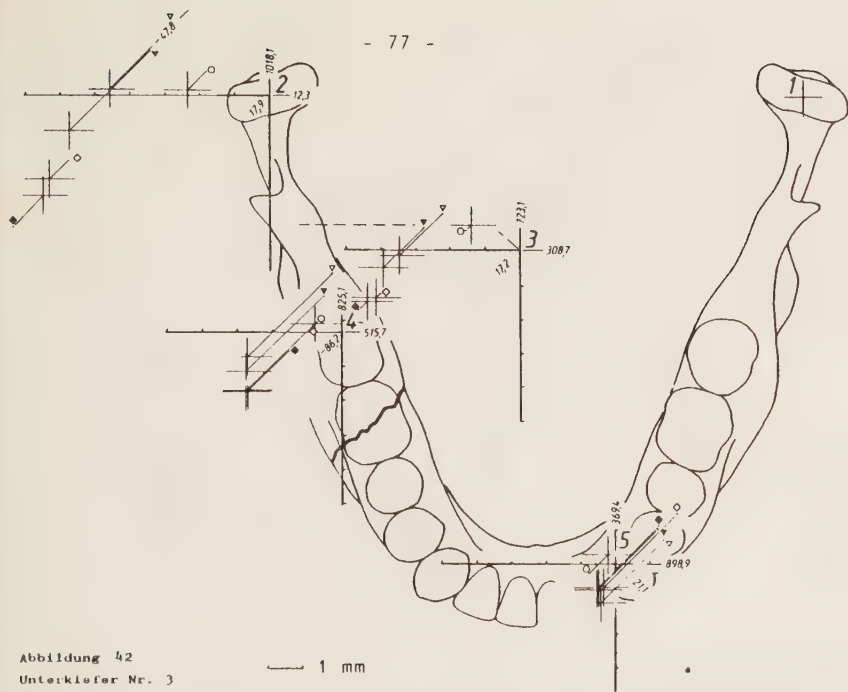


Abbildung 42

Unterkiefer Nr. 3

Osteosynthese: Neutrale 4-Loch AO-Fingerplatte; Hohlbiegung 0 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Schraubenanzugsmoment (Ncm)	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
31	A ₁ B ₁	Nullaufnahme	-	-	-	-
32	A ₂ B ₂	▽	30	0	0	0,55
34	A ₄ B ₄	▼	50	0	0	0,65
35	A ₅ B ₅	◇	70	0	0	0,75
36	A ₆ B ₆	◆	90	0	0	0,95

Osteosynthese: Miniplatte nach CHAMPY

32	A ₂ B ₂	○	20	0	0	0
----	-------------------------------	---	----	---	---	---

Kommentar zur Abbildung Nr. 42:

Die AO-Fingerplatte zeigt mit zunehmendem Anzugsmoment eine deutliche Verlagerung der Meßpunkte P2, P3 und P4 nach lateral. Der lingualen Bruchspalterweiterung von ca. 0,5 mm auf ca. 1 mm entspricht eine Lateralwanderung des rechten Kondylus (Punkt P2) in X um über 6 mm. Parallel dazu kommt es zu einer Zunahme der Y-Werte, d.h. das Segment wandert in Richtung Bruchspalt. Vermutlich ist dies durch die Eigendehnung der Fingerplatte bedingt. Bei höherem Anzugsmoment der Schrauben legt sich das teilweise hohl liegende Plattenprofil, das einem Rohrausschnitt entspricht, dichter an die Knochenoberfläche an.

Obwohl äußerlich keine Spaltbildung zu beobachten ist, ist das Repositionsergebnis der Miniplattenosteosynthese ebenfalls mit erheblichen Verlagerungen der Punkte P2, P3 und P4 in der XY-Ebene verbunden, die osteosynthesefern im Kondylenpunkt P2 stärker ausfallen.

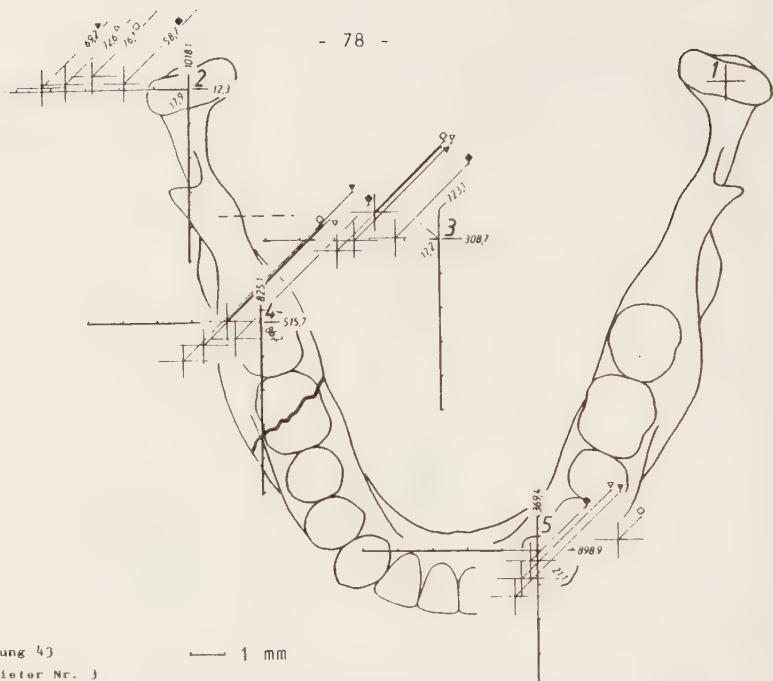


Abbildung 43

Unterkiefer Nr. 3

Osteosynthese: Parallele Drahtnaht; Drahtdurchmesser 0,5 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Ausführung	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
37	A ₇ B ₇	▽	Verdrillung einseitig	0	0	0
38	A ₈ B ₈	▼	Verdrillung zweiseitig	0	0	0
39	A ₉ B ₉	◇	Tölzer Schloß	0	0	0
40	B ₁ A ₁	◆	Tölzer Schloß	0	0	0

Kommentar zur Abbildung Nr. 43:

Auch hier zeigt sich bei den Drahtnähten unabhängig von der Modifikation ein Abweichen des kleinen Fragmentes nach außen, was eine Vergrößerung des Interkondylarabstandes in der XY-Ebene bedeutet. Gleichzeitig wandern die Meßpunkte des kleinen Fragmentes in Richtung negativer Z-Werte, also nach kaudal. Dies läßt sich durch ein Abknicken im Bruchspalt aufgrund der exzentrisch am Unterrand der Mandibula angebrachten Drahtnähte sowie durch eine translatorische Verlagerung des kleinen Fragmentes nach kaudal erklären. Die größere Fehlerbreite in Z-Richtung, dokumentiert durch die Verlagerungen des Meßpunktes P5, ist zu berücksichtigen.

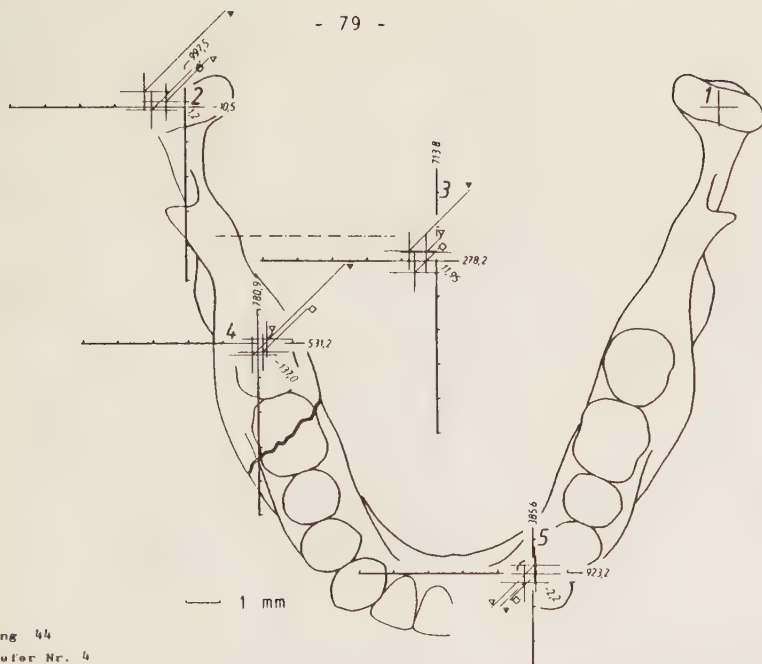


Abbildung 44

Unterkiefer Nr. 4

Osteosynthese; Parallele Drahtnaht; Drahtdurchmesser 0,5 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Ausführung	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
41	A ₁ B ₁	Nullaufnahme	-	-	-	-
42	A ₂ B ₂	▽	Verdrillung einseitig	0	0	0
43	A ₃ B ₃	▼	Verdrillung zweiseitig	0	0	0
44	A ₄ B ₄	◇	Tüizer Schloß	0	0	0

Kommentar zur Abbildung Nr. 44:

Die Meßpunkte P2, P3 und P4 in der XY-Ebene verlagern sich im Bereich von einem Millimeter um die ursprüngliche Lage mit einer entsprechend kleinen Zunahme des Interkondylarabstandes. In Z-Richtung läßt sich eine geringe Wanderung des kleinen Fragmentes zu negativen Z-Werten, also ein Absinken nach kaudal, beobachten.

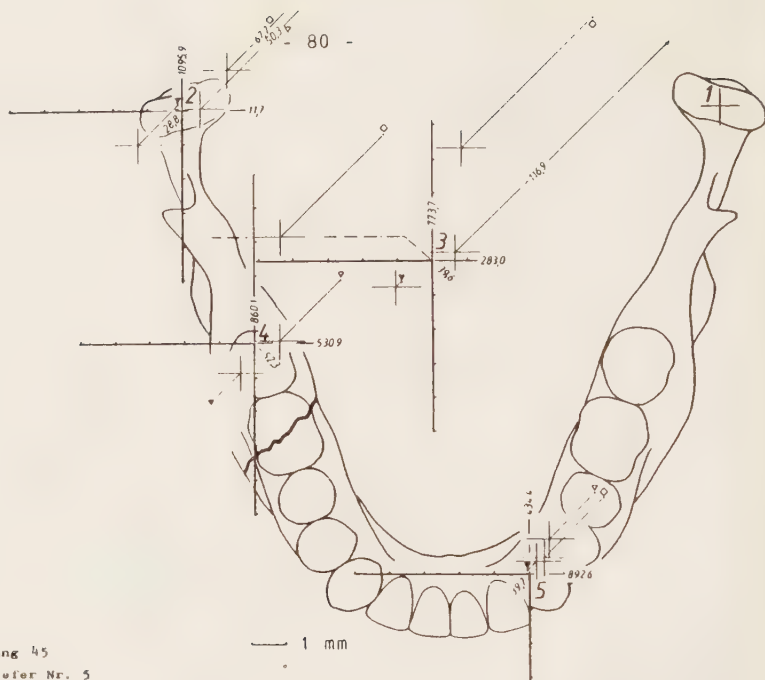


Abbildung 45

Unterkiefer Nr. 5

Osteosynthese: Exzentrirsch Dynamische Kompressionsplatte (4-Loch-EDCP); Hohlbiegung 0 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Schraubenanzugsmoment (Ncm)	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
45	A ₁ B ₁	Nullaufnahme	-	-	-	-
46	A ₂ B ₂	▽	30	0,2	0	0
47	A ₃ B ₃	▼	50	0,1	0	0

Osteosynthese: Miniplatte nach CHAMPY

48	A ₄ B ₄	○	20	0	0	0
----	-------------------------------	---	----	---	---	---

Kommentar zur Abbildung Nr. 45:

Die primär beobachtete Stufenbildung bei der 4-Loch-EDCP entspricht wohl der Verlagerung der Meßpunkte zu negativen Z-Werten bei 30 Ncm Schraubenanzugsmoment. Mit zunehmendem Anzugsmoment auf 50 Ncm verringert sich die Wanderung in Z. Zusätzlich läßt sich in der XY-Ebene eine geringe Aufbiegung ausgehend von der Meßpunktlage bei 30 Ncm erkennen. Dies ist wohl darauf zurückzuführen, daß das sphärische Gleitprinzip der 4-Loch-EDCP bei höheren Anzugsmomenten wirksam wird. Die bruchspaltnahen Schrauben in den horizontalen Langlöchern sind für den interfragmentären Druckaufbau in dem unmittelbar unter der Platte gelegenen Bruchspaltbereich verantwortlich, was sich wie bei der 4-Loch-DCP in einer Aufbiegung der Mandibula äußert. Die bruchspaltfernen Schrauben in ihren um 90 Grad nach kranial gerichteten Gleitlöchern können im alveolären Bereich Druck aufbauen, was die Rotation des Fragmentes nach kranial - also in Richtung positiver Z-Werte - erklärt.

Das Repositionsergebnis der Miniplattenosteosynthese zeigt relativ geringe Verschiebungen in der XY-Ebene; die Verlagerungen in der Z-Richtung sind mit einem größeren Unsicherheitsfaktor behaftet und deuten auf eine Kaudalverlagerung des Kondylarpunktes P2 hin.

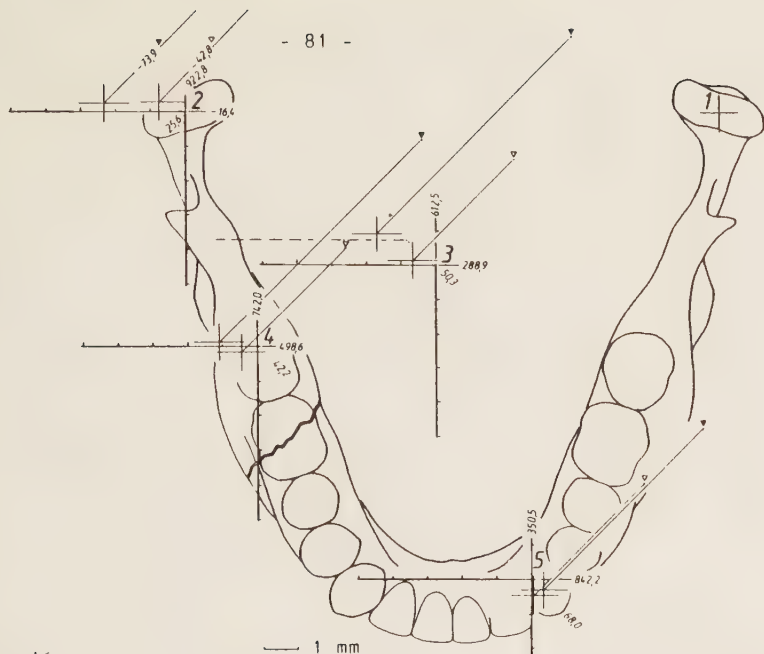


Abbildung 46

Unterkiefer Nr. 6

Osteosynthese: Exzentrische Dynamische Kompressionsplatte (4-Loch-EDCP); Hohlbiegung 0 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Schraubenanzugsmoment (Ncm)	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
49	A ₁ B ₁	Nullaufnahme	-	-	-	-
50	A ₂ B ₂	▼	30	0	0	0

Osteosynthese: Miniplatte nach CHAMPY

51	A ₃ B ₃	▼	20	0	0	0,55
----	-------------------------------	---	----	---	---	------

Kommentar zur Abbildung Nr. 46:

Wegen einer Längsfraktur des basalen Unterkieferkörpers können die Schrauben der EDCP nicht über 30 Ncm angezogen werden. Dennoch findet sich in der XY-Ebene ein gutes Repositionsergebnis. Wegen der erheblichen gleichsinnigen Verlagerung des Punktes P5 in Z lassen sich die Verlagerungen der übrigen Punkte in Z schwer interpretieren, da vermutlich Meßgenauigkeiten im Spiel sind.

Das Gleiche gilt für die Miniplattenosteosynthese nach CHAMPY; bei einer lingualen Spaltbildung von ca. 0,5 mm betragen die Verlagerungen in XY ca. 1 bis 1,5 mm nach lateral.

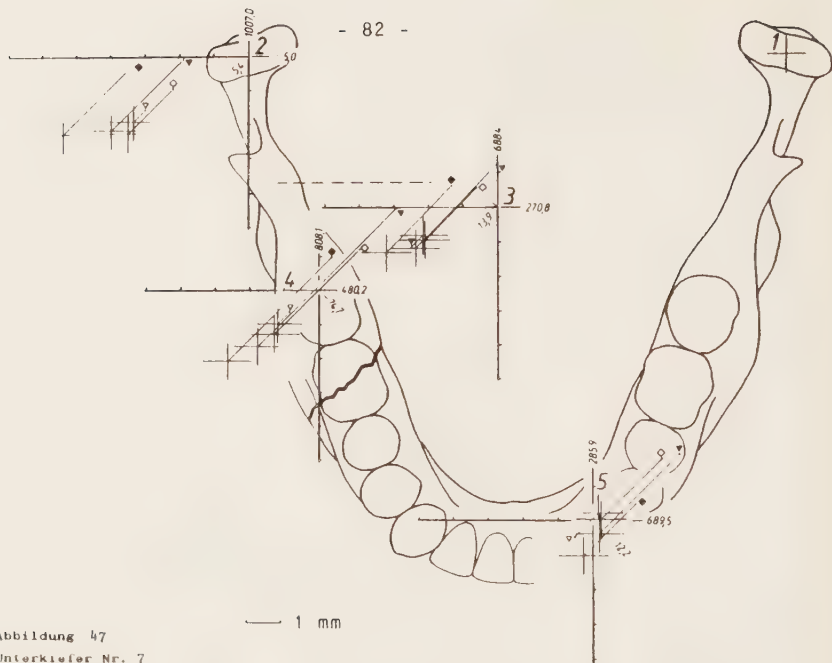


Abbildung 47

Unterkiefer Nr. 7

Osteosynthese: Exzentrisch Dynamische Kompressionsplatte (4-Loch-EDCP); Hohlbiegung 0 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Schrauben- anzugsmoment (Ncm)	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
52	A ₁ B ₁	Nullaufnahme	-	-	-	-
53	A ₂ B ₂	▽	30	0	0	0,35
54	A ₃ B ₃	▼	50	0	0	0,50
55	A ₄ B ₄	○	70	0	0	0,60
56	A ₅ B ₅	◆	90	0	0	0,60

Kommentar zur Abbildung Nr. 47:

Die Druckplattenosteosynthese ohne Hohlbiegung zeigt eine zunehmende Aufbiegung des Unterkiefers bei wachsendem Anzugsmoment der Schrauben. Dem entspricht der lingual klaffende Bruchspalt. Gleichzeitig verlagert sich das kleine Fragment in Richtung auf den Bruchspalt, daran erkennbar, daß die Y-Werte im Vergleich zur Ausgangslage zugenommen haben. Ein Einfluß der exzentrischen Gleitlöcher der 4-Loch-EDCP läßt sich nicht nachweisen. Auch bei höheren Anzugsmomenten ändern sich die Z-Werte kaum im Sinne einer Kranialrotation des kleinen Fragmentes.

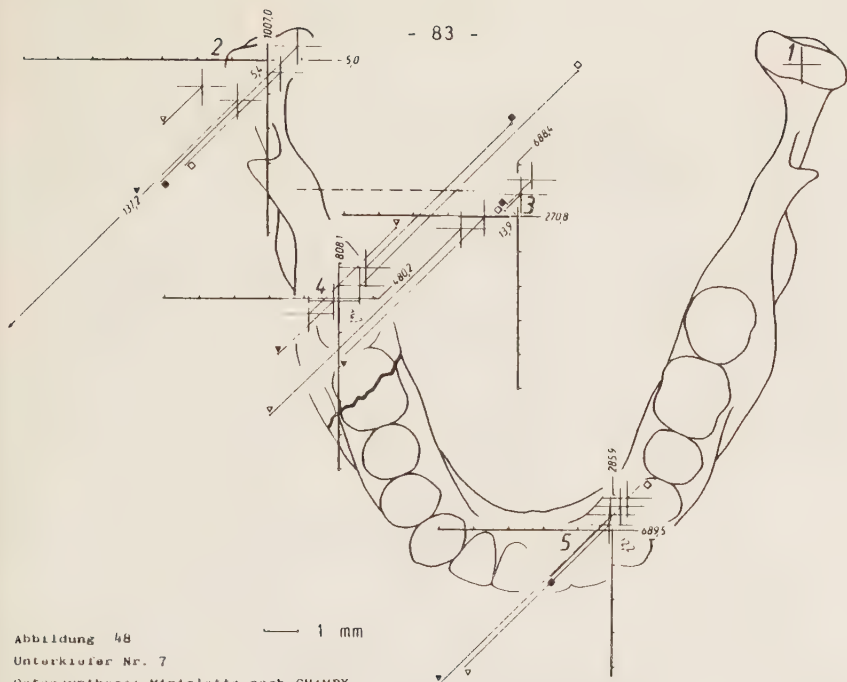


Abbildung 48

Unterkiefer Nr. 7

Osteosynthese: Miniplatte nach CHAMPY

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Schraubenanzugsmoment (Ncm)	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
57	A ₆ B ₆	▼	20	0	0	0

Osteosynthese: Parallele Drahtnaht; Drahtdurchmesser 0,5 mm

Versuch Nr.	Aufnahme Nr.	Kennzeichen	Ausführung	Stufe marginal (mm)	Stufe lingual (mm)	Spalt lingual (mm)
58	A ₇ B ₇	▼	Verdrillung einseitig	0	0	0,15
59	A ₈ B ₈	◇	Verdrillung zweiseitig	0	0	0,15
60	A ₉ B ₉	◆	Tölzer Schloß	0	0	0,1

Kommentar zur Abbildung Nr. 48:

Im XY-Bereich pendeln die Meßpunkte nach der Osteosynthese um die Ausgangslage, wobei geringe Vergrößerungen wie auch Verkleinerungen des Interkondylarabstandes (Meßpunkt 1 - 2) festzustellen sind.

Die erheblichen Abweichungen in Z-Richtung, die sich teilweise auch in Punkt P5 finden, deuten auf einen Meßfehler hin. Verlagerungen des osteosynthesenahen Meßpunktes P4, die in Z über 8 mm ausmachen, wären bei der Osteosynthese durch einen entsprechend starken Versatz der Fragmente aufgefallen.

4.4.4.2. Statistische Auswertung

4.4.4.2.1. Verteilungsdiagramme

Aufgrund der relativ geringen Zahl von 53 Osteosynthesen an sieben Unterkiefern kann im Folgenden keine statistisch gesicherte Bewertung der Osteosynthesen im Einzelnen im Hinblick auf ihre Repositionsgenauigkeit erfolgen. Möglich ist jedoch die Angabe von Tendenzen, wie sie sich aus den vorliegenden Meßreihen mit Hilfe statistischer Berechnungen (Verteilung der Abweichungen und Konfidenzbereiche)

- für alle Osteosynthesen,
- für die Gruppe der Plattenosteosynthesen und
- für die Gruppe der Drahtosteosynthesen

ergeben.

Wurden im vorangegangenen Abschnitt die Werte der Meßpunktwanderungen der Meßpunkte 2, 3, 4 und 5 in der X-, Y- und Z-Achse ausgehend vom unversehrten Unterkiefer dargestellt, sollen nun die Abstände der Meßpunkte 2, 3, 4 und 5 vom Meßpunkt 1 bzw. deren Abstandsänderungen in der XY-Ebene einer genaueren Betrachtung unterzogen werden. Getrennt davon werden die Lageveränderungen der Meßpunkte in der Z-Richtung betrachtet. Auf eine Berechnung der resultierenden räumlichen Verlagerung der Meßpunkte ($\Delta s = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$) haben wir verzichtet, da sich der größere Fehler in der Z-Richtung im Quadrat fortpflanzt und damit die Aussagekraft vermindert (siehe auch Abschnitt 4.4.3., Fehlertheorie und Fehlerrechnung, S. 60 ff).

Teilt man die Veränderungen des Interkondylarabstandes, also des Abstandes zwischen Meßpunkt P 1 und P 2, in ein Millimeterraster ein und betrachtet alle 53 angewandten Osteosynthesen, so fällt eine in 49 Fällen (= 92,5 %) mehr

oder weniger ausgeprägte Vergrößerung des Interkondylarabstandes auf (siehe Abb. 49) mit einem deutlichen Häufigkeitsmaximum der Abstandsvergrößerung im Bereich von +2 bis +4 mm.

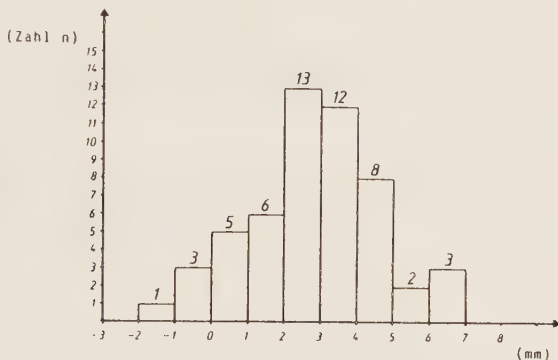


Abb. 49: Verteilungsdiagramm der Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P1 und P2 für alle Osteosynthesen (n = 53).

Es ergibt sich dabei ein arithmetisches Mittel von

$$\bar{x}_{1-2} = 2,81 \text{ mm} \quad (n = 53).$$

Unterteilt man nun die Osteosynthesen in Plattenosteosynthesen und Drahtosteosynthesen und betrachtet getrennt die Verteilung der Abstandsänderungen, so ergibt sich folgendes Bild:

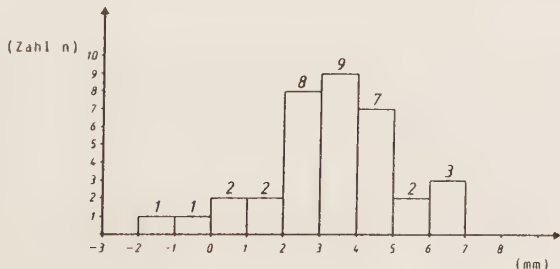


Abb. 50: Verteilungsdiagramm der Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P1 und P2 für die Gruppe der Plattenosteosynthesen (n = 35).

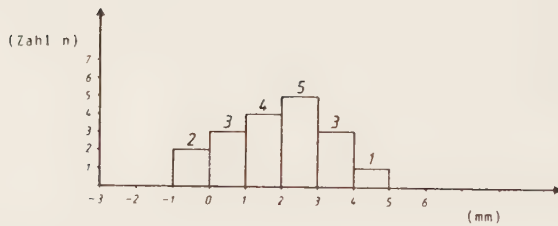


Abb. 51: Verteilungsdiagramm der Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P 1 und P 2 für die Gruppe der Drahtosteosynthesen (n = 18).

Auffallend hierbei sind die unterschiedlichen Verteilungsmaxima im Bereich von +3 bis +4 mm bei der Gruppe der Plattenosteosynthesen und im Bereich von +2 bis +3 mm bei der Gruppe der Drahtosteosynthesen, was sich auch in den deutlich unterschiedlichen mittleren Abstandsänderungen widerspiegelt:

$$\bar{x}_{1-2\text{Platten}} = 3,28 \text{ mm} \quad (n = 35)$$

$$\bar{x}_{1-2\text{Drähte}} = 1,89 \text{ mm} \quad (n = 18)$$

Daraus läßt sich ableiten, daß alle Osteosynthesen eine deutliche Vergrößerung des Interkondylarabstandes verursachen. Die Plattenosteosynthesen zeigen eine Tendenz zu größeren Veränderungen als die Drahtosteosynthesen, erkenntlich an den deutlich voneinander abweichenden Mittelwerten.

Wertet man die Abstände bzw. Abstandsänderungen des Meßpunktes P 4 vom Meßpunkt P 1 in analoger Weise aus, so ergeben sich folgende Verteilungsdiagramme:

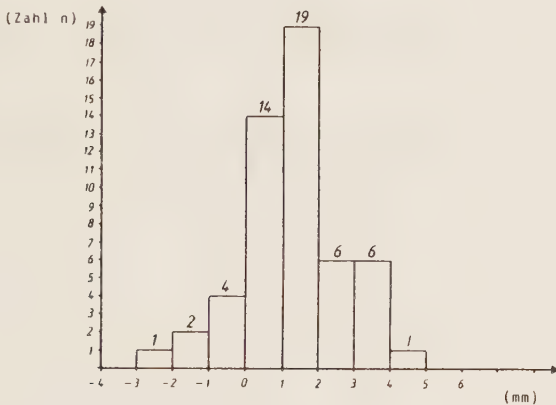


Abb. 52: Verteilungsdiagramm der Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P 1 und P 4 für alle Osteosynthesen ($n = 53$).

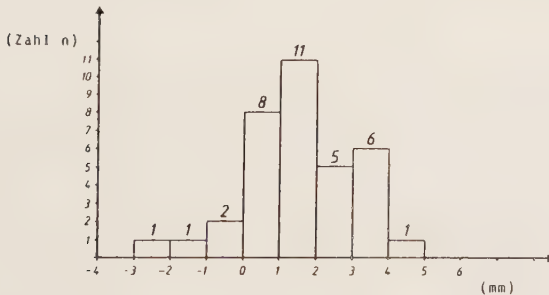


Abb. 53: Verteilungsdiagramm der Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P 1 und P 4 für die Gruppe der Plattenosteosynthesen ($n = 35$).

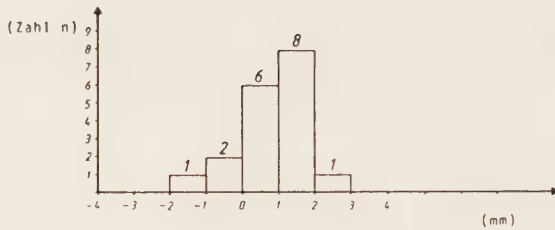


Abb. 54: Verteilungsdiagramm der Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P 1 und P 4 für die Gruppe der Drahtosteosynthesen (n = 18).

mit den zugehörigen Mittelwerten von:

$$\bar{x}_{1-4_{\text{Total}}} = 1,30 \text{ mm} \quad (n = 53)$$

$$\bar{x}_{1-4_{\text{Platten}}} = 1,57 \text{ mm} \quad (n = 35)$$

$$\bar{x}_{1-4_{\text{Drähte}}} = 0,77 \text{ mm} \quad (n = 18)$$

Wie bei der Betrachtung des Interkondylarabstandes fallen auch hier die deutlich unterschiedlichen Mittelwerte der Abstandsänderungen bei den Plattenosteosynthesen und den Drahtosteosynthesen auf, wobei es sich in der Tendenz ebenfalls um eine Vergrößerung des Abstandes handelt, die bei den Plattenosteosynthesen größer ist als bei den Drahtosteosynthesen.

4.4.4.2.2. Konfidenzbereiche für die Abstandsänderungen in der XY-Ebene

Wie aus den gezeigten Verteilungsdiagrammen ersichtlich, sind zwar die Mittelwerte der Abstandsänderungen der Meßpunkte P 2 und P 4 vom Meßpunkt P 1 der beiden Osteosynthesegruppen - Plattenosteosynthesen und Drahtosteosynthesen - deutlich zu unterscheiden, jedoch lassen sich die Verteilungsmaxima infolge der relativ geringen Versuchszahl nicht in entsprechendem Maße sauber voneinander trennen.

Deshalb soll mit Hilfe der Berechnung des Konfidenzbereiches (= Vertrauensbereich des Mittelwertes) eine klarere Beurteilung der Meßergebnisse erreicht werden.

Bei dieser Art der statistischen Auswertung schließt man ausgehend von einer Stichprobe auf den Bereich, der einen unbekannten Parameter mit einer gewissen Wahrscheinlichkeit überdeckt und der als Vertrauensbereich (VB) bzw. Konfidenzintervall bezeichnet wird (SACHS, 129).

Im Folgenden soll vom 95 % - Vertrauensbereich (95 % VB) des Mittelwertes ausgegangen werden, der besagt, daß in 95 % aller Fälle der unbekannte Mittelwert einer zumindest angenähert normalverteilten Grundgesamtheit von diesem Bereich überdeckt und nur in 5 % der Fälle nicht von diesem erfaßt wird. (Berechnung der Vertrauensbereiche siehe Anhang, Abschnitt 8.5.).

Für die Abstandsänderungen der Meßpunkte 2, 3, 4 und 5 vom Meßpunkt 1 in der XY-Ebene ergeben sich folgende 95 % - Vertrauensbereiche:

Strecken- änderungen	$\Delta \overline{P1 P2}$	$\Delta \overline{P1 P3}$	$\Delta \overline{P1 P4}$	$\Delta \overline{P1 P5}$
alle Osteo- synthesen	28,1 $\pm$ 5,0	17,8 $\pm$ 3,5	13,0 $\pm$ 3,6	3,9 $\pm$ 2,2
Plattenoste- synthesen	32,8 $\pm$ 6,3	20,9 $\pm$ 4,6	15,7 $\pm$ 4,8	4,9 $\pm$ 2,9
Drahtoste- synthesen	18,9 $\pm$ 6,8	11,7 $\pm$ 4,2	7,7 $\pm$ 4,7	2,0 $\pm$ 3,5

Tabelle 2: 95 % - Vertrauensbereiche der osteosynthesebedingten Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P 1 und P 2 - 5 (in 1/10 mm).

Die Bereiche, in denen der Mittelwert mit einer Vertrauenswahrscheinlichkeit von 95 % zu erwarten ist, sind in Tabelle 3 aufgeführt:

Strecken- änderungen	$\Delta \overline{P1 P2}$	$\Delta \overline{P1 P3}$	$\Delta \overline{P1 P4}$	$\Delta \overline{P1 P5}$
alle Osteo- synthesen	$23,1 \leq \mu \leq 33,1$	$14,3 \leq \mu \leq 21,3$	$9,4 \leq \mu \leq 16,6$	$1,7 \leq \mu \leq 6,1$
Plattenoste- synthesen	$26,5 \leq \mu \leq 39,1$	$16,3 \leq \mu \leq 25,5$	$10,9 \leq \mu \leq 20,5$	$2,0 \leq \mu \leq 7,8$
Drahtoste- synthesen	$12,1 \leq \mu \leq 25,7$	$7,5 \leq \mu \leq 15,9$	$3,0 \leq \mu \leq 12,4$	$-1,5 \leq \mu \leq 5,5$

Tabelle 3: Bereiche, in denen der Mittelwert μ für die Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P 1 und P 2 - 5 mit einer Wahrscheinlichkeit von 95 % zu erwarten ist (in 1/10 mm).

Bei der Analyse der 95 %-Vertrauensbereiche des Mittelwertes μ (siehe Tabelle 3) fallen besonders die getrennten Bereiche für die Gruppe der Plattenosteosynthesen und die Gruppe der Drahtosteosynthesen auf. Nur bei den Abstandsänderungen der Strecke $\overline{P1 P4}$ ergibt sich eine geringfügige Überlappung.

Weiterhin ist zu beobachten: Je weiter der Meßpunkt vom Bruchspalt entfernt ist, desto größer ist die Verlagerung. Dabei verhalten sich die Vertrauensbereiche für die Abstandsänderungen der Strecken $\overline{P1 P2}$, $\overline{P1 P3}$ und $\overline{P1 P4}$ gleichsinnig, wobei die 95 %-Vertrauensbereiche der Gruppe der Plattenosteosynthesen sich auf größere Absolutwerte beziehen als die 95 %-Vertrauensbereiche der Gruppe der Drahtosteosynthesen.

Bei den 95 %-Vertrauensbereichen für die Änderung der Strecke $\overline{P1 P5}$ ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Platten- und Drahtosteosynthesen, woraus abgeleitet werden kann, daß diese Abweichungen hier nicht

osteosynthesespezifisch bedingt, sondern eher als Meßfehler zu interpretieren sind. Dieser Schluß ergibt sich auch aus der osteosynthesefernen unbeeinflußten Lage des Meßpunktes P 5 am unbeweglichen großen Fragment.

Interpretiert man die Abweichungen der Strecke $\overline{P1 P5}$ im Sinne eines Meßfehlers, stellt sich die Frage nach der Größe und der Beziehung zum oben berechneten systematischen Fehler in der XY-Ebene.

Aus den berechneten Lagefehlern in X- und Y-Richtung von $\pm 0,2$ und $\pm 0,15$ mm ergibt sich dem Betrag nach ein maximaler Fehlerbereich von 0,4 mm in X- und 0,3 mm in Y-Richtung. Daraus folgt für den kombinierten diagonalen Lagefehler in der XY-Ebene ein Wert von 0,5 mm ($f_{xy} = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$; mit $f_x = 0,4$ mm und $f_y = 0,3$ mm), der den Bereich der mittleren Abweichung der Strecke $\overline{P1 P5}$ in der XY-Ebene mit $0,39 \pm 0,22$ mm annähernd abdeckt (siehe auch Abschnitt 4.4.3. Fehlertheorie und Fehlerrechnung).

4.4.4.2.3. Konfidenzbereiche für die Lageveränderungen der Meßpunkte 2, 3, 4 und 5 in der Z-Richtung

Die einzelnen Abweichungen der Meßpunkte 2, 3, 4 und 5 liegen in Z-Richtung teilweise so hoch, daß sie wahrscheinlich einer osteosynthesebedingten Verlagerung nicht entsprechen. Wie bereits in der Fehlerrechnung dargelegt, sind die Messungen in Z-Richtung mit einem relativ hohen Fehleranteil belastet. Dennoch soll über die Berechnung der Mittelwerte der Z-Verlagerungen und deren 95 %- Vertrauensbereiche versucht werden, zumindest eine Tendenz über die Richtung der Lageveränderung zu positiven oder negativen Z-Werten abzuleiten.

In Tabelle 4 sind die Mittelwerte und 95 %- Vertrauensbereiche der Δz -Werte der Meßpunkte 2, 3, 4 und 5 aller angewandten Osteosynthesen (n = 53) zusammengefaßt. Die Berechnung der Mittelwerte und 95 %- Vertrauensbereiche für die Gruppe der Plattenosteosynthesen und die Gruppe der Drahtosteosynthesen ergab keine getrennten Bereiche, so daß eine Unterscheidung hinsichtlich einer Tendenz zu besseren oder schlechteren Repositionsergebnissen in Z-Richtung für die eine oder andere Gruppe nicht möglich war.

	Mittelwert $\mu \pm \text{Abw.}$	95 % VB des Mittelwertes μ
Δz_{p2}	- 13,1 $\pm$ 10,4	- 23,5 $\leq \mu \leq$ - 2,7
Δz_{p3}	- 9,6 $\pm$ 8,4	- 18,0 $\leq \mu \leq$ - 1,2
Δz_{p4}	- 10,8 $\pm$ 9,0	- 19,8 $\leq \mu \leq$ - 1,8
Δz_{p5}	- 1,9 $\pm$ 6,9	- 8,8 $\leq \mu \leq$ + 5,0

Tabelle 4: Mittelwerte μ und 95 %- Vertrauensbereiche für die Lageveränderungen der Meßpunkte 2, 3, 4 und 5 in Z-Richtung (in 1/10 mm).

Aus Tabelle 4 ergibt sich, daß sämtliche Mittelwerte der Meßpunkte 2, 3, und 4 des kleinen Fragmentes ein negatives Vorzeichen besitzen und auch die 95 %- Vertrauensbereiche sämtlich im negativen Bereich liegen, woraus sich die Tendenz der verschiedenen Osteosynthesen im Mittel zu negativen Verlagerungen in Z-Richtung ableiten läßt, d.h. durch die Osteosynthesen wird eher eine Abknickung und/oder ein Versatz des kleinen Fragmentes nach kaudal verursacht.

Was die Lageabweichung des Meßpunktes P 5 in Z-Richtung von im Mittel - 0,19 mm und einem 95 %- Vertrauensbereich von - 8,8 $\leq \mu \leq$ 5,0 mm betrifft, so liegt er damit im Bereich des

methodisch bedingten Fehlers (siehe Abschnitt 4.4.3. Fehlertheorie und Fehlerrechnung) für die Z-Achse von $\pm 0,854$ mm um die theoretisch als Null zu erwartende Lagekoordinate des Meßpunktes P 5 in Z-Richtung. Damit unterscheidet sich der Meßpunkt P 5 doch deutlich von den durch die Osteosynthesen verursachten Lageveränderungen der Meßpunkte 2, 3 und 4 mit ihrer Tendenz zu negativen Z-Werten.

5. Diskussion

Die operative Frakturbehandlung im Kiefer-Gesichts-Bereich strebt die anatomisch exakte Reposition der einzelnen Fragmente an. In welchem Maß dieses Ziel zu erreichen ist, sollte die dreidimensionale Vermessung der Fragmentverlagerungen nach verschiedenen Osteosynthesen (Drahtnaht, Kompressionsplatten, Neutrale-AO-Fingerplatte und Miniplatte), ergeben.

Erste in vitro-Messungen der Fragmentverlagerungen bei der Versorgung von Kieferbrüchen wurden von HOFFMEISTER et al. (68) veröffentlicht, die allerdings nur die Änderungen des Interkondylarabstandes nach einer medianen Unterkieferosteotomie mit nachfolgender Plattenosteosynthese (4-Loch-45°-DCP) erfaßten. Dabei versuchten die Autoren, das bekannte Problem der Aufbiegung der Unterkieferspange durch schrittweise Steigerung der Hohlbiegung zu verhindern. Als optimaler Wert für die Hohlbiegung ergab sich ein Betrag von 2 mm.

Die vorliegende Arbeit geht durch die dreidimensionale Messung der Lageveränderung mehrerer Meßpunkte über die rein zweidimensionale Messung des Interkondylarabstandes hinaus. Dabei hat sich in 93 % (49 von 53) der Osteosynthesen der Interkondylarabstand vergrößert (im Mittel um +2,8 mm; 95 % VB $\pm 0,5$ mm). Für die Meßpunkte P3 und P4 zeigten sich analoge Ergebnisse. Bedingt durch ihre Lage am kleinen Fragment ist der Wanderungsbetrag entsprechend kleiner ausgefallen, je näher der Meßpunkt am Bruchspalt liegt. Für den Meßpunkt P4 ergab sich in 87 % (46 von 53) der Osteosynthesen eine Abstandsvergrößerung vom Meßpunkt P1. Das entspricht einem Mittelwert der Abstandsvergrößerung von +1,3 mm bei einem 95 % VB von $\pm 0,4$ mm.

Die Verlagerungen des Meßpunktes P 4 zeigen, daß auch im Bereich der Zähne und der Kauflächen teilweise beträchtliche Abweichungen möglich sind.

Die Tendenz der Verlagerung der Meßpunkte P 2 und P 4 zu negativen Δz -Werten deutet auf eine Abknickung bzw. einen translatorischen Versatz des kleinen Fragmentes nach kaudal. Ursache ist wohl eine asymmetrische Druckverteilung im Bruchspaltbereich, die nicht nur in bucco-lingualer Richtung im Sinne einer Aufbiegung, sondern auch in kaudokranialer Richtung wirksam wird. Dies gilt in unterschiedlichem Maße für alle untersuchten Osteosynthesen.

Die statistische Auswertung der Verlagerungen in der XY-Ebene erlaubt eine Trennung zwischen der Gruppe der Plattenosteosynthesen und der Gruppe der Drahtosteosynthesen (siehe Abschnitt 4.4.4.2.1. und 2.2.). Die Drahtosteosynthesen zeigen eine bis zu 50 % geringere Dislokation als Plattenosteosynthesen. Interessant ist in diesem Zusammenhang, daß auch bei den Drahtosteosynthesen eine Aufbiegung der Unterkieferspange festzustellen ist. Vermutlich ist dafür eine unterschiedliche bucco-linguale Druckverteilung im Frakturspalt verantwortlich. Untersuchungen von RANDZIO (123) zur Frage des interfragmentären Druckes bei verschiedenen Osteosynthesen bestätigen diese Annahme. Reibungsverluste in den Bohrlöchern verhindern wohl eine gleichmäßige Übertragung der Zugkräfte im Draht auf die linguale Unterkieferseite und damit einen gleichmäßigen Druckaufbau im Frakturspalt (RANDZIO, 123), so daß sich der größte Anteil der bei der Drahtosteosynthese aufgebrachten Kompressionskraft auf den bukkalen Bereich, d.h. nahe der Drahtverdrillung, konzentriert.

Im einzelnen ergeben sich folgende Zusammenhänge zwischen Osteosynthesetechnik und Repositionsgenauigkeit:

Aus der Gruppe der Plattenosteosynthesen verursacht die Miniplatte nach CHAMPY im Mittel die geringsten Dislokationen. Dies liegt wohl an der Konstruktion der Miniplatte nach CHAMPY als reine Adaptationsosteosynthese ohne eigene Fähigkeit zum interfragmentären Druckaufbau. Die Abweichungen sind Ausdruck von Ungenauigkeiten in der Fragmentadaptation, in der Anwendung der Repositionszange nach SCHMOKER und bei der exzentrischen Bohrung der Schraubenlöcher.

Welche beträchtlichen Werte die Vergrößerung des Interkondylarabstandes bzw. die Aufbiegung des Unterkiefers auch ohne Anwendung einer Kompressionsplatte annehmen kann, zeigt die Osteosynthese mittels der neutralen 4-Loch-AO-Fingerplatte (Kiefer Nr. 3, Versuch 33 - 36, Abb. 42, S.77).

Eine mit dem Schraubenanzugsmoment zunehmende Abflachung des gebogenen Plattenprofils zu den Plattenenden hin und damit eine Veränderung der ursprünglich geraden Anlagekanten in eine nach außen konkave Form, ähnlich der von HESS (65) angegebenen Verformung der AO-Halbrohr- bzw. Drittelrohrplatte durch zu rigides Anziehen der Schrauben, verursacht diese Dislokationen.

Auf der bukkalen Seite zeigt die Osteosynthese mit der neutralen 4-Loch-AO-Fingerplatte ein gutes Repositionsergebnis (siehe Abb. 56), ein Klaffen im alveolären Bereich ist nicht aufgetreten.



Abb. 56: Bukkale Ansicht der Osteosynthese mit der neutralen 4-Loch-A0-Fingerplatte (Versuch Nr. 36, Schraubenanzugsmoment 90 Ncm).



Abb. 57: Linguale Spaltbildung durch neutrale 4-Loch-A0-Fingerplatte; Spaltbreite 0,95 mm; Ansicht von kaudal (Versuch Nr. 36, Schraubenanzugsmoment 90 Ncm).

Überraschenderweise offenbaren die entsprechenden Röntgenbilder in zwei Ebenen (siehe Abb. 58 und 59) keine besonders auffälligen Befunde bezüglich einer mangelhaften Reposition, wenn man klinische Maßstäbe anlegt.

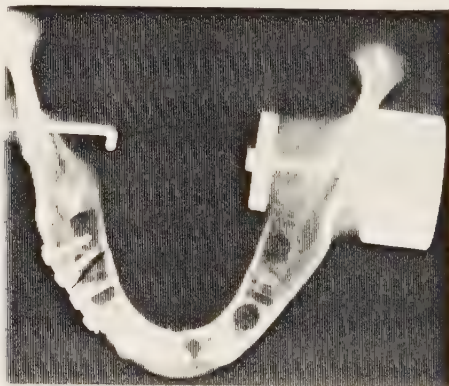


Abb. 58: Osteosynthese mit neutraler 4-Loch-AO-Fingerplatte;
Aufnahmerichtung kranio-kaudal,
Versuch Nr. 36,
Schraubenanzugsmoment 90 Ncm.



Abb. 59: Osteosynthese mit neutraler 4-Loch-AO-Fingerplatte;
Aufnahmerichtung bukkolingual,
Versuch Nr. 36,
Schraubenanzugsmoment 90 Ncm.

Dieses Beispiel macht deutlich, daß eine gute Reposition im bukkalen Bereich der Fraktur und damit im sichtbaren Operationsfeld nicht gleichbedeutend mit einer exakten Reposition im gesamten Spaltbereich sein muß. Ein linguales Klaffen des Bruchspaltes mit entsprechender Dislokation des Fragmentes, das bei der Röntgenkontrolle unentdeckt bleiben kann, ist in Betracht zu ziehen.

Diese Feststellung läßt sich aufgrund der vorliegenden Untersuchung insoweit verallgemeinern, als eine im Spaltbereich makroskopisch als gut zu bewertende Fragmentreposition bzw. -adaptation nicht gleichzeitig mit einer exakten Wiederherstellung der Geometrie des Unterkiefers verbunden sein muß, wie dies die Mehrzahl der Fälle (29 von 53) zeigt, bei denen ein Frakturspalt kaum sichtbar war, aber dennoch Lageveränderungen nachweisbar waren.

Die Repositionsgenauigkeit der Kompressionsosteosynthesen (4-Loch-DCP) stellt sich unterschiedlich dar, wobei der Grad der Hohlbiegung eine Rolle spielt.

In jedem Fall zeigt sich in der XY-Ebene die charakteristische Aufbiegung der Mandibula, die ohne Hohlbiegung kontinuierlich mit wachsendem Schraubenanzugsmoment zunimmt (vergl. Abb. 39). Bei einer Hohlbiegung von 0,5 mm und Schraubenanzugsmomenten ab 70 Ncm finden sich wieder bessere Repositionsergebnisse, d.h. geringere Aufbiegungsgrade der Unterkieferspange als bei 30 und 50 Ncm Anzugsmoment. (vergl. Abb. 35). Die geringsten Änderungen der Aufbiegung zeigen sich bei einer Hohlbiegung von 1,0 mm (vergl. Abb. 36). Eine noch größere Hohlbiegung von 1,5 mm brachte keine Verbesserung des Repositionsergebnisses (vergl. Abb. 37).

Durch ein Hohlbiegen der Osteosyntheseplatten hat sich in unseren Versuchen die Aufbiegung der Mandibula zwar verringert, jedoch nicht gänzlich verhindern lassen. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von HOFFMEISTER et al. (68),

die bei ihren Versuchen durch Hohlbiegen der Osteosyntheseplatte um 2 mm bei der Versorgung einer Medianfraktur bzw. -osteotomie eine Aufbiegung der Mandibula vermeiden konnten.

Das Ausmaß der Hohlbiegung ist von der Breite des Knochens abhängig (SCHMOKER u. SPIESSL, 143). Der wachsende Querschnitt der Mandibula führt deshalb zu ganz unterschiedlichen "Idealwerten" für die Hohlbiegung.

Außerdem ist zu berücksichtigen, daß in der Regel eine Anpassung der Osteosyntheseplatte an die bukkale Fläche des Unterkieferkörpers mit Hilfe von Schränkeisen nötig wird. Durch Torsion über die Längsachse der Platte ist die Auswirkung einer bestimmten Hohlbiegung dann nicht mehr zu kontrollieren.

Da ein ideales Anliegen der Osteosyntheseplatten oft nicht zu erreichen ist, versuchten SCHILLI und Mitarbeiter (139) durch Unterfütterung der Platte mit Knochenzement die verbleibenden Spalträume aufzufüllen und so eine unkontrollierte Verschiebung der Fragmente zu vermeiden. Dem gleichen Ziel dienen andere Maßnahmen, z.B. die Anwendung spezieller Repositionsinstrumente (Repositions- und Kompressionszange nach SCHMOKER, 141) und Zuggurtungstechniken. Durch Neigung der Schrauben in Richtung Bruchspalt mit gleichzeitiger Modifikation der Gleitlöcher streben EWERS u. NIEDERDELLMANN (42) eine gleichmäßigere interfragmentäre Kompression an. Bei der Konstruktion der exzentrisch dynamischen Kompressionsplatte versucht man die alveoläre Spaltbildung durch alveolären Druckaufbau über im rechten Winkel zur Plattenlängsachse angeordnete Gleitlöcher zu verringern. Die Abbildungen 45, 46 und 47 machen deutlich, daß eine exzentrisch dynamische Kompressionsplatte (EDCP) analog der normalen Kompressionsplatte (DCP) eine Aufbiegung der Mandibula verursachen kann, bedingt durch den exzentrisch asymmetrischen Druckaufbau im Frakturspalt über die frak-

turnahen Schrauben. Eine Kranialschwenkung des kleinen Fragmentes durch die Druckschrauben in den frakturfernen 90°-Gleitlöchern ist am Knochenpräparat durchaus möglich, aber nicht immer ohne Schwierigkeiten zu erreichen. Wir konnten diesen Effekt bei der Messung nur in einem Fall beobachten (vergl. Abb. 45), wobei die Fehlerbreite in Z-Richtung zu berücksichtigen ist.

Bei den Drahtnähten haben wir zwei verschiedene Verbindungsmöglichkeiten untersucht, die konventionelle Verdrillung und das Tölzer Schloß (RANDZIO, 122). Dabei ließen sich keine wesentlichen Unterschiede in der Repositionsgenauigkeit feststellen. Die auch bei den Drahtosteosynthesen zu beobachtende Aufbiegung (Vergrößerung des Interkondylarabstandes) ist im Mittel um die Hälfte geringer als bei den Plattenosteosynthesen. Die möglichen Ursachen für dieses Verhalten haben wir auf Seite 95 angesprochen.

Als Fazit läßt sich ziehen, daß Osteosynthesen an der Außenfläche der Mandibula zu einer Aufbiegung des U-förmigen Knochens führen. Die Drahtosteosynthesen verursachen eine um ca. 50 % geringere Dislokation der Fragmente als die Plattenosteosynthesen. Beide Osteosyntheseverfahren besitzen die Tendenz zur Kaudalverlagerung des kleinen Fragmentes. Ursachen sind vermutlich die asymmetrische Druckverteilung im Frakturspalt und die anatomisch notwendige Anbringung der Osteosynthese im basalen Anteil der Bukkalfläche des Unterkieferkörpers. Es erscheint jedoch verfrüht, aus diesen Versuchen Empfehlungen abzuleiten, die das Indikationsfeld der einen oder anderen Osteosynthese einschränken. Zu berücksichtigen ist die relativ geringe Versuchszahl. Die Untersuchungen haben an Leichenmandibeln stattgefunden, die aus ihrem Funktionsraum isoliert waren. Die Einflüsse von Bändern und Muskeln, sowie die Konsistenz des lebenden

Knochens auf die Repositionsgenauigkeit der einzelnen Osteosynthesen konnten in ihrem Ausmaß nicht erfaßt werden.

Da auch konservative Schienungsverbände mit Ungenauigkeiten in der Reposition der Fragmente behaftet sind, kann eine Beurteilung der gesamten operativen Frakturversorgung im Hinblick auf die Repositionsgenauigkeit und im Vergleich zu den konservativen Behandlungsmethoden erst nach einer entsprechenden Versuchreihe mit konservativen Schienungsverbänden erfolgen.

Die bei der Operation zu beobachtende Repositionsgenauigkeit hängt oftmals wesentlich von der Steifigkeit der gewählten Osteosyntheseverbindung (Material, Form, E-Modul) ab, d.h. eine starre Verbindung mit in vitro geringer Verlagerung der Fragmente könnte in vivo ungünstiger sein als eine nachgiebige Verbindung mit in vitro größerer Verlagerung. Im Gegensatz zur starren Verbindung können bei einer nachgiebigen Osteosynthese die Fragmente durch Bänder und Muskelzüge an Ort und Stelle gehalten oder auch - je nach Einwirkungsmöglichkeit der Kräfte - disloziert werden. In der vorliegenden Untersuchung zeigt sich jedoch, daß gerade die starren Kompressionsosteosynthesen die größten Verlagerungen verursachen.

Auf dieses Problem weisen einige Autoren hin, die sich mit dem Problem der Lageveränderung der Fragmente bei Progenieoperationen befassen (BALAN u. WEGENER, 6; EWERS et al., 41; LIEBL u. EWERS, 86; LINDORF, 88; PAULUS u. STEINHÄUSER, 113; RASCHKE, 124; SPITZER et al., 165, 166; SUND et al., 169; WAGNER u. KÖLLNER, 175).

Einige Autoren bevorzugen die Drahtnaht als Osteosynthesematerial, da diese die von der Muskulatur gesteuerte zentrierte Gelenkkopfeinstellung nicht behindert (BALAN u. WEGENER, 6; BOOTH, 13; WAGNER u. KÖLLNER, 175) und dadurch die Dislokation möglichst gering gehalten werden kann.

Demgegenüber vergrößert eine starre Verbindung der Fragmente, z.B. durch Schrauben, die Möglichkeit einer Verlagerung der Gelenkköpfchen (LINDORF, 87) bzw. provoziert diese (BALAN u. WEGENER, 6). In Modellversuchen konnte dies nachgewiesen werden (FREIHOFFER, 44). RASCHKE (124) fand Veränderungen des Interkondylarabstandes von bis zu 7,5 mm. TUINZING u. SWART (173) ermittelten an Leichenunterkiefen Änderungen des Interkondylarabstandes bis zu 12 mm, verursacht durch eine funktionsstabile Verschraubung der Fragmente.

In vivo scheinen bei Progenieoperationen die Verlagerungen der Kondylen geringer zu sein, wie dies computertomographische Untersuchungen von SPITZER et al. (165, 166) zeigen. Sie fanden Abweichungen im Bereich von ± 4 mm. Dies würde die obigen Ausführungen über den Einfluß von Bändern und Muskeln auf die Repositionsgenauigkeit bestätigen.

Entsprechende computertomographische Vorher-Nachher-Untersuchungen gibt es auf dem Sektor der operativen Frakturversorgung naturgemäß nicht. Dennoch erscheinen die vorliegenden Untersuchungsergebnisse mit einer durchschnittlichen Vergrößerung des Interkondylarabstandes von +2,8 mm (95 % VB $\pm 0,5$ mm) im Vergleich zu denen bei Progenieoperationen durchaus realistisch. Dies umso mehr, als allein eine linguale Spaltbildung von 1 mm im Bereich des ersten Molaren rein geometrisch (Entfernung 1. Molar - Gelenk ca. 6 cm, Spaltlänge bucco-lingual 1 cm) im Gelenkbereich eine Auslenkung von ca. 6 mm provozieren kann. Dabei sind Deformationen des Knochens im Spaltbereich durch den interfragmentären Druck und Torsionsbewegungen der Fragmente nicht berücksichtigt.

Nimmt man also die Gefahr der Dislokation der Kiefergelenke und Veränderungen im Bereich der Okklusion, insbesondere bei Kompressionsosteosynthesen, als gegeben an, so stellt sich die Frage nach den möglichen Folgen dieser Veränderungen für das gesamte stomatognathe System. Dazu äußert man in der Fachliteratur sehr unterschiedliche Meinungen.

So sprechen einige Autoren von einer relativ großen adaptiven Kapazität der Muskulatur und einem entsprechenden skelettalen Umbau der temporomandibulären Gelenkstrukturen, sofern die Kondylen nicht extrem verlagert sind (LINDORF, 87, 88; PAULUS u. STEINHÄUSER, 113; SPITZER et al., 165, 166). PAULUS u. STEINHÄUSER (113) stellen nach Progenieoperationen keine signifikanten Änderungen in der Funktion des Unterkiefers, beim Auftreten von Gelenkgeräuschen und Gelenkknacken sowie von Schmerzzuständen des temporomandibulären Systems im Vergleich vor und nach dem Eingriff fest.

Andere Autoren sind in ihrer Einschätzung zurückhaltender und weisen darauf hin, daß durch die Osteosynthese provozierte Fehlstellungen der Kondylen in ungünstigen Fällen nicht zu kompensieren sind (BALAN u. WEGENER, 6) und bei einer Tendenz zur Kaudalverlagerung der Gelenke (LIEBL u. EWERS, 86) nach Lösen der intermaxillären Verschnürung ein offener Biß entstehen kann (LINDORF, 87).

Demnach finden die Kondylen durch Muskeleinwirkung unter Ausbildung von Okklusionsstörungen (Frühkontakten) in ihre physiologische Ruhelage zentriert in den Gelenkgruben zurück oder werden bei Einnahme der habituellen Interkuspidation in eine pathologische Position gezwungen.

Bei den von uns gefundenen Lageveränderungen dürfte sich besonders die Vergrößerung des Interkondylarabstandes und die Tendenz zur Kaudalverlagerung negativ auf das stomatognathe System auswirken. Der größere Abstand der Kondylen verändert den Funktionsraum der Gelenke, indem er bei lateroexzentrischen Bewegungen zunächst einen rein transversalen Versatz des Unterkiefers ermöglicht, ohne daß es zu einer Bewegung des Mediotrusionskondylus nach anterior-median entlang seiner ursprünglichen Grenzbahn kommt (= Immediate side shift) (siehe Abb. 60).

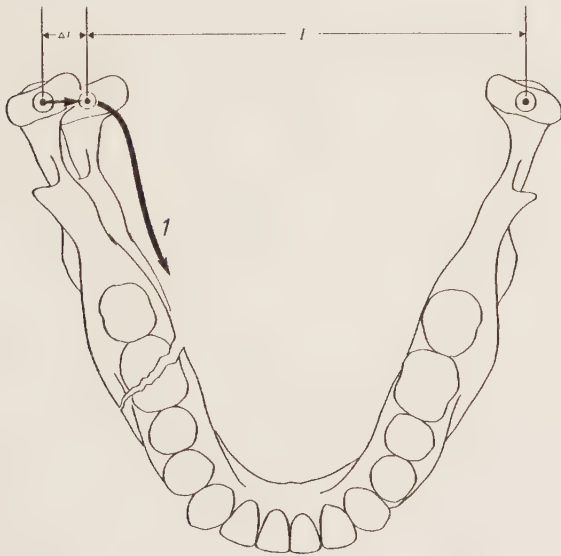


Abb. 60: Provokation einer Immediate side shift durch die Vergrößerung (ΔI) des Interkondylarabstandes (I) (schematische Darstellung);

Normale Mediotrusionsbewegung des Balancekondylus (1); zusätzliche Immediate side shift durch Vergrößerung des Interkondylarabstandes ($I + \Delta I$).

Die Folge dieser Immediate side shift sind Hyperbalancen, die, wenn nicht schon vorher vorhanden, durch die veränderten Okklusionsverhältnisse nach der operativen Frakturversorgung zusätzlich verstärkt und selbst durch die protektive Wirkung einer Front-Eckzahn- bzw. Gruppenführung im Sinne einer Disklusion der Balanceseite nicht immer kompensiert werden können.

Normalerweise bewahrt die eckzahngeschützte Okklusion die parodontalen Gewebe im Seitenzahnbereich vor einer traumatisierenden Okklusion mit entsprechenden resorptiven Veränderungen und Zahnverlagerungen. Jeder Eingriff in die funktionelle Gestalt und Struktur des Unterkiefers irritiert das neuromuskuläre Reflexsystem und induziert deutliche alveolär-parodontale Reaktionen (KASPERK, 71). Dabei können lokale Überbelastungen ein zusätzlicher Faktor für die parodontale Knochendestruktion darstellen (SLAVICEK, 157). Okklusale Interferenzen und Gleithindernisse von wenigen µm desorganisieren die neuromuskulären Reaktionen beim Kauen und Schlucken und sind als potentielle Störfaktoren des normalen Bewegungsmusters des Unterkiefers anzusehen (MOTSCH, 104). Die Kaumuskulatur muß sich auf die abweichende Okklusion durch Änderung ihres Funktionsmusters, d.h. durch Ausbildung von Vermeidungsmechanismen, einstellen, um Hindernissen während der Funktion auszuweichen. Auf Dauer gesehen kann dies negative Folgen für das Kiefergelenk haben (SLAVICEK, 157).

RASCHKE (124), HEYDARIAN u. EWERS (66) und KULMER (80) weisen deshalb auf die Notwendigkeit einer exakten postoperativen Einschleiftherapie zur Beseitigung der okklusalen Interferenzen und eine entsprechende prothetische Versorgung zur Stabilisierung der Okklusion hin. Dabei sollte die sekundäre Wiederherstellung der Okklusions- und Artikulationsverhältnisse nach einer klinischen und instrumentellen Funktionsanalyse unter dem Gesichtspunkt einer vorwiegend neuromuskulär gesteuerten physiologischen Lage der Kondylen erfolgen. Falls nötig, muß eine Aufbißschienentherapie vorausgehen (KULMER, 80).

6. Schlußbetrachtung

Obwohl die gefundenen Lageveränderungen der Kondylen und Abweichungen im Bereich der Okklusion bei der operativen Behandlung von Kieferbrüchen im Vergleich zu anderen Eingriffen (Progenieoperationen) geringer ausfallen, so können sie ausreichen, um Langzeitveränderungen bzw. -schäden im stomatognathen System zu verursachen.

Indikationseinschränkende Empfehlungen für ein bestimmtes Osteosyntheseverfahren können erst nach weiteren Untersuchungen mit einer größeren Probenzahl abgegeben werden. Zum Vergleich müßten auch die konservativen Behandlungsmethoden auf ihre Repositionsgenauigkeit hin überprüft werden. Weiterhin sind entsprechende Nachuntersuchungen aus gnathologischer Sicht (klinische und instrumentelle Funktionsanalyse, achsenbezügliche Montage und Modellanalyse) notwendig, um die klinische Relevanz der bei Osteosynthesen in vitro nachgewiesenen Fragmentverlagerungen zu untermauern. Bei bisherigen Nachuntersuchungen von Unterkieferfrakturen sind zumeist nur recht vage Aussagen über die Genauigkeit der Reposition im Okklusionsbereich gemacht worden (CLAUDI u. SPIESSL, 24; PREIN et al., 119; SCHARF u. REUTER, 131; SCHMOKER et al., 144).

Entsprechend dem Grundsatz "Nil nocere" scheint den operativen Behandlungsmethoden gegenüber eine kritische Haltung angebracht, zumindest in den Grenzfällen, wo die Vorzüge einer Osteosynthese nicht offen zutage treten und konservative Behandlungsalternativen ähnlich erfolgsversprechend sind. In der Poliklinik für Kieferchirurgie der Universität München gibt man deshalb nach wie vor den konservativen Methoden den Vorzug und entscheidet sich für eine operative Versorgung nur nach strengster Indikationsstellung.

7. Zusammenfassung

Die operative Frakturbehandlung im Kiefer-Gesichts-Bereich erfordert eine anatomisch korrekte Reposition der Fragmente, um nachteilige Folgen für das Kiefergelenk, die Zähne und den Zahnhalteapparat so gering wie möglich zu halten. In der vorliegenden Arbeit werden die Verlagerungen an der Leichenmandibula nach Osteotomie und Versorgung durch eine Osteosynthese (Drahtnaht, Kompressions-, neutrale AO- und Miniplatten) dreidimensional mit Hilfe der Nahbereichsstereophotogrammetrie gemessen.

Dazu wurde die Einbildmesskammer TMK 6 (Zeiss) mit spezieller Vorsatzlinse für den Nahbereich auf einem Präzisionsverschiebestativ (Basisabstand 50 mm, Objektentfernung 500 mm) eingesetzt. Auf den Stereobildpaaren (Glasplattenfilm) sind in dem Auswertegerät I. Ordnung PLANIMAT D 2 (Zeiss) die cartesischen Koordinaten von 5 Meßpunkten an der Mandibula vor und nach Osteosynthese gemessen worden.

In 93 % (49 von 53) der Osteosynthesen hat sich der Interkondylarabstand erweitert (im Mittel um +2,8 mm; 95 % VB $\pm 0,5$ mm), obwohl in der Mehrzahl der Fälle ein Frakturspalt kaum sichtbar war (29 von 53). Osteosynthesen mit Drahtnähten führten zu einer um ca. 50 % geringeren Dislokation als Plattenosteosynthesen. Auf die möglichen Auswirkungen von Dislokationen durch operative Frakturversorgung auf das stomatognathe System wird eingegangen.

8. Anhang

8.1. Erläuterung

Auf den folgenden Seiten sind die Versuchsergebnisse zahlenmäßig tabellarisch aufgeführt, die als Grundlage für die graphische Darstellung auf den Seiten 70 bis 83 (siehe Abschnitt 4.4.4.1. Beschreibung und Interpretation der Meßbilder, Abb. 35 bis 48) bzw. für die statistische Auswertung auf den Seiten 84 bis 93 (Abschnitt 4.4.4.2. Statistische Auswertung) dienen.

1. Punktkoordinaten und Punktwanderungen

In den Tabellen I bis XIV sind die Punktkoordinaten X , Y , Z und die Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte P 1 bis P 5 im Vergleich zur Nullaufnahme aufgeführt.

Dabei sind bei den Nullaufnahmen (Aufnahmen der unversehrten Unterkiefer) $A_1 B_1$ ($A_x B_x$ bzw. $B_x A_x$ = aufbelichtete Kennnummer eines jeden Stereobildpaares) hintereinander folgende Koordinaten tabellarisch angegeben:

- Koordinaten X , Y und Z des gemittelten Maschinenkoordinatensystems (gemittelt aus 10 Messungen) und die entsprechenden mittleren Abweichungen dx , dy und dz ;
- Koordinaten X , Y und Z des auf Punkt P 1 reduzierten gemittelten Maschinenkoordinatensystems (Punkt P 1 als Nullpunkt);
- Koordinaten X , Y und Z des auf Punkt P 1 reduzierten Originalkoordinatensystems (Punkt P 1 als Nullpunkt) und die entsprechenden mittleren Abweichungen dx , dy und dz nach Verkleinerung des um den Faktor 4 vergrößerten Maschinenkoordinatensystems auf Originalmaßstab.

Für alle weiteren Stereobildpaare A_2B_2 , A_3B_3 , ... , A_9B_9 bis B_1A_1 , B_2A_2 , ... , B_9A_9 eines jeden Unterkiefers sind nur die Koordinaten X , Y und Z des auf Punkt P_1 reduzierten Originalkoordinatensystems und die entsprechenden mittleren Abweichungen dx , dy und dz angegeben.

Weiterhin aufgeführt sind nach den Originalkoordinaten die Punktwanderungen Δx , Δy und Δz der Meßpunkte P_1 bis P_5 im Vergleich zur Nullaufnahme, wie sie sich durch Subtraktion der ursprünglichen Koordinaten von den neuen Koordinaten (gekennzeichnet durch die Differenzbildung zwischen den jeweiligen Aufnahmeummern: $A_2B_2 - A_1B_1$, $A_3B_3 - A_1B_1$, ... , $B_1A_1 - A_1B_1$, ... , $B_9A_9 - A_1B_1$) ergeben.

2. Strecken und Streckenänderungen

In den Tabellen XV bis XXI sind die Strecken zwischen den Meßpunkten P_1 und P_2 bis P_5 , deren mittlere Abweichungen und deren Änderungen im Vergleich zur Nullaufnahme aufgeführt.

3. Statistische Berechnungen

In den Tabellen XXII bis XXVI sind die Werte zahlenmäßig aufgeführt, die zur Berechnung der 95 %- Vertrauensbereiche der Mittelwerte μ der Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P_1 und P_2 bis P_5 in der XY -Ebene sowie der Lageveränderungen der Meßpunkte P_2 bis P_5 in der Z -Richtung führen.

Die mathematischen Grundlagen für diese Berechnungen sind den Tabellen auf Seite 132 vorangestellt.

8.2. Tabellen I bis XIV

Punktkoordinaten X , Y , Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx , dy , dz in $1/10$ mm für die jeweiligen Abbildungen.

Tabelle I:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx , dy , dz in 1/10 mm für

Abbildung 35

Unterkiefer Nr. 1

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
1	A_1B_1	1	501517,3	501189,0	100734,0	0,2	0,2	0,7
		2	497259,2	501113,2	100622,3	0,4	0,2	1,0
		3	498558,5	499997,4	100702,2	0,3	0,2	1,0
		4	498168,3	499043,0	100223,8	0,3	0,2	1,0
		5	500040,4	497914,8	100725,8	0,3	0,3	0,9
		1	0,0	0,0	0,0			
		2	4258,1	75,8	111,7			
		3	2958,8	1191,6	31,8			
		4	3349,0	2146,0	510,2			
		5	1476,9	3274,2	8,2			
		1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,28
		2	1064,525	18,95	27,925	0,16	0,08	0,4
		3	739,7	297,9	7,95	0,12	0,08	0,4
		4	837,25	536,5	127,55	0,12	0,08	0,4
		5	369,225	818,55	2,05	0,12	0,12	0,36
2	A_2B_2	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,24
		2	1107,3	27,0	37,575	0,08	0,08	0,28
		3	768,675	303,15	14,575	0,04	0,04	0,32
		4	862,05	553,9	137,15	0,08	0,08	0,28
		5	378,675	836,525	1,55	0,04	0,08	0,2
	$A_2B_2 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	42,775	8,05	9,65			
		3	28,975	5,25	6,625			
		4	24,8	17,4	9,6			
		5	9,45	17,975	3,6			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,28
		2	1127,8	35,65	11,275	0,08	0,04	0,48
		3	783,1	311,525	1,475	0,08	0,08	0,24
		4	872,825	559,825	99,125	0,04	0,08	0,12
		5	384,925	847,2	1,025	0,08	0,12	0,24
3	A_3B_3	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,28
		2	1127,8	35,65	11,275	0,08	0,04	0,48
		3	783,1	311,525	1,475	0,08	0,08	0,24
		4	872,825	559,825	99,125	0,04	0,08	0,12
		5	384,925	847,2	1,025	0,08	0,12	0,24
	$A_3B_3 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	63,275	16,7	16,65			
		3	43,4	13,625	9,425			
		4	35,575	23,325	28,425			
		5	15,7	28,65	3,075			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,28
		2	1090,2	34,9	1,05	0,2	0,16	0,48
		3	757,85	302,275	13,2	0,12	0,12	0,52
		4	847,775	545,075	120,575	0,08	0,2	0,48
		5	371,65	820,2	3,825	0,16	0,12	0,56
4	A_4B_4	1	0,0	0,0	0,0	0,2	0,12	0,48
		2	1090,2	34,9	1,05	0,2	0,16	0,48
		3	757,85	302,275	13,2	0,12	0,12	0,52
		4	847,775	545,075	120,575	0,08	0,2	0,48
		5	371,65	820,2	3,825	0,16	0,12	0,56
	$A_4B_4 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	25,675	15,95	26,875			
		3	18,15	4,375	5,25			
		4	10,525	8,375	6,975			
		5	2,425	1,65	5,875			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,28
		2	1092,8	35,425	18,125	0,12	0,2	0,4
		3	758,225	303,3	0,15	0,08	0,2	0,4
		4	847,4	545,225	121,4	0,08	0,08	0,44
		5	369,425	820,65	19,8	0,12	0,08	0,36
5	A_5B_5	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,28
		2	1092,8	35,425	18,125	0,12	0,2	0,4
		3	758,225	303,3	0,15	0,08	0,2	0,4
		4	847,4	545,225	121,4	0,08	0,08	0,44
		5	369,425	820,65	19,8	0,12	0,08	0,36
	$A_5B_5 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	28,275	16,475	9,8			
		3	18,525	5,4	7,8			
		4	10,15	8,725	6,15			
		5	0,2	2,1	17,75			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,28
		2	1092,8	35,425	18,125	0,12	0,2	0,4
		3	758,225	303,3	0,15	0,08	0,2	0,4
		4	847,4	545,225	121,4	0,08	0,08	0,44
		5	369,425	820,65	19,8	0,12	0,08	0,36

Tabelle II:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx, dy, dz in 1/10 mm für Abbildung 36

Unterkiefer Nr. 1

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
6	A_6B_6	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,28
		2	1080,525	29,125	-	11,75	0,08	0,48
		3	750,225	301,525	-	31,625	0,08	0,28
		4	848,75	545,35	-	96,275	0,04	0,24
		5	372,75	824,975	-	4,925	0,08	0,2
	$A_6B_6 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	25,0	10,175	-	16,175		
		3	16,525	3,625	-	23,675		
		4	11,5	8,85	-	31,275		
		5	5,525	6,425	-	6,975		
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,12	0,08	0,4
		2	1095,975	28,0	-	32,275	0,12	0,36
		3	760,7	302,625	-	32,925	0,08	0,44
		4	852,975	547,15	-	88,375	0,16	0,4
		5	378,6	824,9	-	29,1	0,08	0,4
7	A_7B_7	1	0,0	0,0	0,0	0,12	0,08	0,4
		2	1095,975	28,0	-	32,275	0,12	0,36
		3	760,7	302,625	-	32,925	0,08	0,44
		4	852,975	547,15	-	88,375	0,16	0,4
		5	378,6	824,9	-	29,1	0,08	0,4
	$A_7B_7 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	31,45	9,05	-	4,35		
		3	21,0	4,725	-	24,975		
		4	15,725	10,65	-	39,175		
		5	9,375	6,35	-	31,15		
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,12	0,36
		2	1090,7	30,1	-	8,225	0,12	0,32
		3	757,3	303,0	-	37,0	0,12	0,28
		4	850,3	547,35	-	103,075	0,08	0,28
		5	374,3	826,1	-	0,85	0,12	0,28
8	A_8B_8	1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,12	0,36
		2	1090,7	30,1	-	8,225	0,12	0,32
		3	757,3	303,0	-	37,0	0,12	0,28
		4	850,3	547,35	-	103,075	0,08	0,28
		5	374,3	826,1	-	0,85	0,12	0,28
	$A_8B_8 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	26,175	11,15	-	19,7		
		3	17,6	5,1	-	29,05		
		4	13,05	10,85	-	24,475		
		5	5,075	7,55	-	2,9		
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,08	0,24
		2	1094,85	34,0	-	24,45	0,08	0,28
		3	760,025	307,175	-	0,625	0,08	0,24
		4	849,875	548,425	-	120,5	0,08	0,28
		5	372,75	825,025	-	5,375	0,04	0,28
9	A_9B_9	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,08	0,24
		2	1094,85	34,0	-	24,45	0,08	0,28
		3	760,025	307,175	-	0,625	0,08	0,24
		4	849,875	548,425	-	120,5	0,08	0,28
		5	372,75	825,025	-	5,375	0,04	0,28
	$A_9B_9 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	30,325	15,05	-	3,475		
		3	20,325	9,275	-	7,325		
		4	12,625	11,925	-	7,05		
		5	3,525	6,475	-	3,325		
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,08	0,24
		2	1094,85	34,0	-	24,45	0,08	0,28
		3	760,025	307,175	-	0,625	0,08	0,24
		4	849,875	548,425	-	120,5	0,08	0,28
		5	372,75	825,025	-	5,375	0,04	0,28

Tabelle III:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx , dy , dz in 1/10 mm für Abbildung 37

Unterkiefer Nr. 1

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
10	$B_1 A_1$	1	0,0	0,0	0,0	0,12	0,08	0,32
		2	1099,2	25,45	- 42,4	0,08	0,08	0,28
		3	763,55	299,375	- 37,4	0,08	0,08	0,28
		4	857,8	550,05	- 130,275	0,08	0,04	0,24
		5	377,775	828,95	20,475	0,08	0,12	0,28
	$B_1 A_1 - A_1 B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	34,675	6,5	- 14,475			
		3	23,85	1,475	- 29,45			
		4	20,55	13,55	- 2,725			
		5	8,55	10,4	22,525			
	$B_2 A_2$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,24
		2	1088,875	28,025	- 36,9	0,08	0,08	0,28
		3	755,9	300,675	- 2,625	0,08	0,04	0,32
		4	847,35	546,025	- 115,45	0,08	0,08	0,28
		5	371,9	821,45	5,825	0,08	0,08	0,28
	$B_2 A_2 - A_1 B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	24,35	9,075	- 8,975			
		3	16,2	2,775	5,325			
		4	10,1	9,525	12,1			
		5	2,675	2,9	7,875			
12	$B_3 A_3$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,28
		2	1113,2	34,675	- 37,25	0,08	0,08	0,28
		3	772,825	313,05	- 17,225	0,08	0,08	0,2
		4	863,825	558,025	- 128,5	0,04	0,08	0,28
		5	378,375	837,55	- 4,875	0,08	0,08	0,28
	$B_3 A_3 - A_1 B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	48,675	15,725	- 9,325			
		3	33,125	15,15	- 9,275			
		4	26,575	21,525	- 0,95			
		5	9,15	19,0	- 2,825			
13	$B_4 A_4$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,24
		2	1101,35	34,5	- 25,1	0,08	0,08	0,24
		3	764,675	309,45	- 0,425	0,04	0,08	0,24
		4	854,875	552,225	- 112,95	0,04	0,04	0,2
		5	374,925	827,6	6,2	0,04	0,08	0,24
	$B_4 A_4 - A_1 B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	36,825	15,55	2,825			
		3	24,975	11,55	7,525			
		4	17,625	15,725	14,6			
		5	5,7	9,05	8,25			

Tabelle IV:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx, dy, dz in 1/10 mm für Abbildung 38

Unterkiefer Nr. 1

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
14	B ₅ A ₅	1	0,0	0,0	0,0	0,24	0,24	2,72
		2	1084,85	26,65	-	42,4	0,24	1,67
		3	752,9	300,15	-	24,55	0,16	1,28
		4	845,55	544,6	-	142,65	0,24	0,32
		5	370,3	822,55	-	10,625	0,08	0,96
	B ₅ A ₅ - A ₁ B ₁ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	20,325	7,7	-	14,475		
		3	13,2	2,25	-	16,6		
		4	8,3	8,1	-	15,1		
		5	1,075	4,0	-	8,575		
15	B ₆ A ₆	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,08	0,24
		2	1095,55	29,025	-	29,925	0,04	0,28
		3	761,65	304,025	-	9,65	0,08	0,2
		4	853,675	547,025	-	104,475	0,08	0,24
		5	376,5	825,3	-	11,05	0,08	0,24
	B ₆ A ₆ - A ₁ B ₁ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	31,025	10,075	-	2,0		
		3	21,95	6,125	-	17,6		
		4	16,425	10,525	-	23,075		
		5	7,275	6,75	-	13,1		
16	B ₇ A ₇	1	0,0	0,0	0,0	0,24	0,16	0,88
		2	1087,6	27,55	-	25,45	0,16	0,32
		3	754,875	301,1	-	7,85	0,16	0,08
		4	846,8	544,55	-	120,1	0,16	0,48
		5	371,65	822,1	-	0,7	0,16	1,12
	B ₇ A ₇ - A ₁ B ₁ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	23,075	8,6	-	2,475		
		3	15,175	3,2	-	0,1		
		4	9,55	8,05	-	7,45		
		5	2,425	3,55	-	2,75		
17	B ₈ A ₈	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,24
		2	1089,225	29,175	-	29,95	0,08	0,24
		3	755,275	303,675	-	11,075	0,08	0,28
		4	847,7	546,65	-	119,1	0,08	0,2
		5	371,725	825,125	-	1,825	0,08	0,28
	B ₈ A ₈ - A ₁ B ₁ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	24,7	10,225	-	2,025		
		3	15,575	5,775	-	3,125		
		4	10,45	10,15	-	8,45		
		5	2,5	6,575	-	3,875		

Tabelle V:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx, dy, dz in 1/10 mm für Abbildung 39

Unterkiefer Nr. 2

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
18	A_1B_1	1	500842,9	501138,9	100646,5	0,4	0,5	2,2
		2	497128,9	501119,9	100583,8	0,6	0,4	1,5
		3	498323,9	500091,4	100577,0	0,3	0,3	2,2
		4	497869,8	499128,4	100200,9	0,4	0,3	1,2
		5	499403,7	497770,5	100660,3	0,3	0,5	1,4
		1	0,0	0,0	0,0			
		2	3714,0	19,0	- 62,7			
		3	2519,0	1047,5	- 69,0			
		4	2973,1	2010,5	- 445,6			
		5	1439,2	3368,4	13,8			
		1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,2	0,88
		2	928,5	4,75	- 15,675	0,24	0,16	0,6
		3	629,75	261,875	- 17,25	0,12	0,12	0,88
		4	743,275	502,625	- 111,4	0,16	0,12	0,48
		5	359,8	842,1	3,45	0,12	0,2	0,56
19	A_2B_2	1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,32	1,2
		2	930,45	7,6	- 2,2	0,32	0,16	0,8
		3	648,55	254,85	2,4	0,16	0,16	0,4
		4	753,3	503,45	- 87,15	0,24	0,16	0,64
		5	362,15	844,1	13,3	0,4	0,32	0,64
	$A_2B_2 - A_1B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	1,95	2,85	13,475			
		3	18,8	7,025	19,65			
		4	10,025	0,825	24,25			
		5	2,35	2,0	9,85			
20	A_3B_3	1	0,0	0,0	0,0	0,4	0,24	1,2
		2	968,5	11,85	- 5,8	0,32	0,24	1,04
		3	657,8	254,7	3,3	0,16	0,24	1,36
		4	757,9	504,35	- 77,15	0,16	0,16	1,04
		5	363,1	844,35	19,05	0,16	0,4	0,8
	$A_3B_3 - A_1B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	40,0	7,1	9,875			
		3	28,05	7,175	20,55			
		4	14,625	1,725	34,25			
		5	3,3	2,25	15,6			
21	A_4B_4	1	0,0	0,0	0,0	0,4	0,16	1,44
		2	974,45	13,5	- 9,975	0,32	0,16	1,04
		3	661,1	252,45	4,425	0,32	0,16	0,72
		4	779,4	503,45	- 81,575	0,16	0,24	1,68
		5	362,15	842,4	22,725	0,16	0,32	1,52
	$A_4B_4 - A_1B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	45,95	8,75	5,7			
		3	31,35	9,425	21,675			
		4	36,125	0,825	29,825			
		5	2,35	0,3	19,275			
22	A_5B_5	1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,24	0,72
		2	978,35	12,9	- 13,0	0,24	0,24	1,04
		3	663,75	252,25	3,0	0,16	0,16	0,8
		4	762,0	504,65	- 76,4	0,16	0,32	0,56
		5	363,8	845,75	24,3	0,08	0,24	1,76
	$A_5B_5 - A_1B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	49,85	8,15	2,675			
		3	34,0	9,625	20,25			
		4	18,725	2,025	35,0			
		5	4,0	3,65	20,85			

Tabelle VI:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx, dy, dz in 1/10 mm für

Abbildung 40

Unterklöser Nr. 2

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
23	$A_6 B_6$	1	0,0	0,0	0,0	0,00	0,04	0,2
		2	958,775	6,35	56,6	0,00	0,00	0,24
		3	648,325	250,675	34,05	0,00	0,04	0,2
		4	728,45	510,6	111,85	0,04	0,00	0,24
		5	359,35	841,425	2,375	0,00	0,00	0,24
	$A_6 B_6 - A_1 B_1$ (Δx , Δy , Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	30,275	1,6	40,925			
		3	18,575	11,2	16,8			
		4	14,825	1,025	0,45			
		5	0,45	0,675	1,075			
24	$A_7 B_7$	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,00	0,16
		2	967,5	3,95	65,375	0,04	0,00	0,16
		3	653,975	248,6	39,15	0,00	0,00	0,24
		4	755,75	500,95	119,05	0,00	0,00	0,24
		5	360,975	844,8	4,45	0,12	0,00	0,28
	$A_7 B_7 - A_1 B_1$ (Δx , Δy , Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	39,0	0,8	49,6			
		3	24,225	13,275	21,9			
		4	12,475	1,675	7,65			
		5	1,175	2,7	7,9			
25	$A_8 B_8$	1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,16	0,24
		2	962,025	5,05	72,275	0,04	0,00	0,2
		3	649,225	246,975	35,0	0,00	0,00	0,24
		4	750,25	498,725	117,725	0,04	0,00	0,2
		5	358,175	840,75	2,3	0,00	0,00	0,2
	$A_8 B_8 - A_1 B_1$ (Δx , Δy , Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	33,525	0,3	56,6			
		3	19,475	14,9	17,75			
		4	6,975	3,9	6,325			
		5	1,625	1,35	5,75			
26	$A_9 B_9$	1	0,0	0,0	0,0	0,00	0,00	0,24
		2	950,125	2,325	62,65	0,00	0,00	0,2
		3	642,5	245,4	42,15	0,04	0,00	0,24
		4	745,15	495,125	123,95	0,00	0,00	0,24
		5	356,95	836,325	11,625	0,04	0,00	0,24
	$A_9 B_9 - A_1 B_1$ (Δx , Δy , Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	21,125	2,425	46,975			
		3	12,55	16,475	24,9			
		4	1,875	7,5	12,55			
		5	2,85	5,775	15,075			

Tabelle VII:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx , dy , dz in 1/10 mm für Abbildung 41

Unterkiefer Nr. 2

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
27	$B_1 A_1$	1	0,0	0,0	0,0	0,24	0,24	1,2
		2	960,95	10,55	- 6,2	0,08	0,16	0,32
		3	652,95	257,4	4,9	0,16	0,24	0,8
		4	755,7	504,3	- 110,7	0,08	0,16	1,12
		5	362,35	844,85	15,8	0,32	0,32	0,48
	$B_1 A_1 - A_1 B_1$ ($\Delta x_1 \Delta y_1 \Delta z$)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	32,45	5,8	9,475			
		3	23,2	- 4,475	22,150			
		4	12,425	1,675	0,7			
		5	2,55	2,75	12,35			
28	$B_2 A_2$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,24
		2	956,125	1,425	- 78,75	0,08	0,08	0,28
		3	646,7	255,55	49,9	0,08	0,08	0,24
		4	755,075	506,4	- 144,1	0,08	0,08	0,24
		5	361,65	850,925	- 20,125	0,08	0,08	0,28
	$B_2 A_2 - A_1 B_1$ ($\Delta x_1 \Delta y_1 \Delta z$)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	27,625	- 3,325	- 63,075			
		3	16,95	- 6,325	- 32,65			
		4	11,8	3,775	- 32,7			
		5	1,85	8,825	- 23,575			
29	$B_3 A_3$	1	0,0	0,0	0,0	0,24	0,24	0,64
		2	942,1	4,15	5,75	0,24	0,24	1,36
		3	640,2	254,3	11,5	0,16	0,24	1,52
		4	748,3	499,85	- 49,8	0,08	0,24	1,2
		5	365,1	841,8	46,0	0,24	0,16	0,56
	$B_3 A_3 - A_1 B_1$ ($\Delta x_1 \Delta y_1 \Delta z$)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	13,6	- 0,6	21,425			
		3	10,75	- 7,575	28,75			
		4	5,025	- 2,775	61,6			
		5	3,3	- 0,3	42,55			
30	$B_4 A_4$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,2
		2	945,675	2,55	- 54,875	0,08	0,08	0,2
		3	639,75	256,15	- 23,8	0,08	0,04	0,2
		4	748,875	502,275	- 123,65	0,04	0,08	0,16
		5	361,3	844,8	- 8,425	0,08	0,08	0,2
	$B_4 A_4 - A_1 B_1$ ($\Delta x_1 \Delta y_1 \Delta z$)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	17,175	- 2,2	- 39,2			
		3	10,0	- 5,725	- 6,55			
		4	5,6	- 0,35	- 12,25			
		5	1,5	2,7	- 11,875			

Tabelle VIII:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx , dy , dz in 1/10 mm für Abbildung 42

Unterkiefer Nr. 3

Versuche	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
31	A_1B_1	1	501080,0	501164,1	100678,7	0,5	0,2	1,0
		2	497007,5	501115,0	100750,2	0,3	0,2	0,9
		3	498187,7	499929,2	100747,3	0,3	0,2	1,5
		4	497779,6	499101,2	100334,1	0,3	0,3	1,2
		5	499602,3	497568,7	100763,0	0,4	0,3	0,8
		1	0,0	0,0	0,0			
		2	4072,5	49,1	71,5			
		3	2892,3	1234,9	68,6			
		4	3300,4	2062,9	344,6			
		5	1477,7	3595,4	84,3			
		1	0,0	0,0	0,0	0,12	0,08	0,4
		2	1018,125	12,275	17,9	0,12	0,08	0,36
		3	723,075	308,725	17,15	0,12	0,08	0,6
		4	825,1	515,725	86,15	0,12	0,12	0,48
		5	369,425	898,85	21,075	0,16	0,12	0,32
32	A_2B_2	1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,16	0,72
		2	1041,8	10,65	10,54	0,16	0,08	0,88
		3	737,1	301,55	19,1	0,08	0,16	0,8
		4	832,9	513,4	86,95	0,08	0,08	0,72
		5	371,5	896,3	29,05	0,16	0,16	0,48
	$A_2B_2 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	23,675	- 1,625	- 7,36			
		3	14,025	- 7,175	1,95			
		4	7,8	- 2,325	0,8			
		5	2,075	- 2,55	7,975			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,04	0,24
		2	1064,175	10,525	- 29,85	0,08	0,08	0,2
		3	757,85	309,95	- 0,35	0,04	0,08	0,28
		4	852,2	522,975	- 120,55	0,08	0,08	0,2
		5	373,975	910,625	- 4,675	0,08	0,04	0,2
33	A_3B_3	1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
		2	46,05	- 1,75	- 47,75			
		3	34,775	1,225	- 17,5			
		4	27,1	7,25	- 34,4			
		5	4,55	11,775	- 25,75			
	$A_3B_3 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,04	0,28
		2	1075,475	22,475	- 14,9	0,08	0,04	0,2
		3	762,575	313,725	- 0,65	0,04	0,08	0,24
		4	852,5	527,05	- 117,825	0,08	0,12	0,2
		5	374,675	906,725	- 3,9	0,04	0,08	0,2
	$A_3B_3 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	57,35	10,2	- 32,8			
		3	39,5	5,0	- 16,5			
		4	27,4	11,325	- 31,675			
		5	5,25	7,875	- 24,975			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,12
		2	1081,125	36,1	9,7	0,04	0,04	0,2
		3	764,825	322,225	15,525	0,08	0,08	0,2
		4	852,675	533,0	- 113,35	0,04	0,08	0,16
		5	373,075	905,725	- 8,575	0,04	0,04	0,2
34	A_4B_4	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,04	0,28
		2	1075,475	22,475	- 14,9	0,08	0,04	0,2
		3	762,575	313,725	- 0,65	0,04	0,08	0,24
		4	852,5	527,05	- 117,825	0,08	0,12	0,2
		5	374,675	906,725	- 3,9	0,04	0,08	0,2
	$A_4B_4 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	57,35	10,2	- 32,8			
		3	39,5	5,0	- 16,5			
		4	27,4	11,325	- 31,675			
		5	5,25	7,875	- 24,975			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,12
		2	1081,125	36,1	9,7	0,04	0,04	0,2
		3	764,825	322,225	15,525	0,08	0,08	0,2
		4	852,675	533,0	- 113,35	0,04	0,08	0,16
		5	373,075	905,725	- 8,575	0,04	0,04	0,2
35	A_5B_5	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,12
		2	1081,125	36,1	9,7	0,04	0,04	0,2
		3	764,825	322,225	15,525	0,08	0,08	0,2
		4	852,675	533,0	- 113,35	0,04	0,08	0,16
		5	373,075	905,725	- 8,575	0,04	0,04	0,2
	$A_5B_5 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	63,0	23,825	- 8,2			
		3	41,75	13,5	- 1,625			
		4	27,575	17,275	- 27,2			
		5	3,65	6,875	- 29,65			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,04	0,2
		2	1083,275	40,75	30,425	0,08	0,04	0,16
		3	767,175	323,225	20,5	0,08	0,04	0,24
		4	852,2	532,725	- 102,9	0,08	0,04	0,2
		5	374,275	905,8	- 3,875	0,08	0,08	0,16
36	A_6B_6	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,2
		2	1083,275	40,75	30,425	0,08	0,04	0,16
		3	767,175	323,225	20,5	0,08	0,04	0,24
		4	852,2	532,725	- 102,9	0,08	0,04	0,2
		5	374,275	905,8	- 3,875	0,08	0,08	0,16
	$A_6B_6 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	65,15	28,475	12,525			
		3	44,1	14,5	3,35			
		4	27,1	17,0	- 16,75			
		5	3,15	6,875	- 29,65			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,2
		2	1083,275	40,75	30,425	0,08	0,04	0,16
		3	767,175	323,225	20,5	0,08	0,04	0,24
		4	852,2	532,725	- 102,9	0,08	0,04	0,2
		5	374,275	905,8	- 3,875	0,08	0,08	0,16

Tabelle IX:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx, dy, dz in 1/10 mm für Abbildung 43

Unterkiefer Nr. 3

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
37	A_7B_7	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,2
		2	1054,1	10,375	-	74,65	0,08	0,08
		3	747,325	308,975	-	22,325	0,04	0,08
		4	841,975	522,0	-	137,725	0,08	0,04
		5	374,125	906,875	-	15,3	0,04	0,08
	$A_7B_7 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	35,975	1,9	-	72,55		
		3	24,25	0,25	-	39,475		
		4	16,875	6,275	-	51,575		
		5	4,7	8,025	-	36,375		
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1						
		2						
		3						
		4						
		5						
38	A_8B_8	1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,04	0,24
		2	1060,85	11,2	-	51,25	0,08	0,08
		3	752,65	311,825	-	25,0	0,08	0,08
		4	847,825	526,75	-	155,15	0,04	0,08
		5	376,025	912,375	-	21,9	0,08	0,08
	$A_8B_8 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	42,725	1,075	-	69,15		
		3	29,575	3,1	-	42,15		
		4	22,725	11,025	-	69,0		
		5	6,6	13,525	-	42,975		
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1						
		2						
		3						
		4						
		5						
39	A_9B_9	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,16
		2	1064,2	7,975	-	58,175	0,08	0,04
		3	741,575	300,625	-	11,375	0,08	0,08
		4	834,8	515,15	-	125,05	0,04	0,08
		5	346,425	895,8	-	12,15	0,08	0,08
	$A_9B_9 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	28,075	4,3	-	76,075		
		3	18,5	8,1	-	28,525		
		4	9,7	0,575	-	38,9		
		5	23,0	3,05	-	8,925		
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1						
		2						
		3						
		4						
		5						
40	B_1A_1	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,44
		2	1037,025	10,275	-	40,8	0,08	0,08
		3	735,675	308,0	-	12,825	0,08	0,08
		4	832,75	520,125	-	140,625	0,08	0,04
		5	371,5	901,75	-	1,275	0,08	0,08
	$B_1A_1 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	18,9	2,0	-	58,7		
		3	12,6	0,725	-	29,975		
		4	7,65	4,4	-	74,475		
		5	2,075	2,9	-	22,35		
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1						
		2						
		3						
		4						
		5						

Tabelle X:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx, dy, dz in 1/10 mm für Abbildung 44

Unterkiefer Nr. 4

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
41	$A_1 B_1$	1	500992,1	501212,6	100584,7	0,2	0,2	0,3
		2	497002,3	501254,6	100589,4	0,1	0,1	1,0
		3	498136,9	500099,7	100632,5	0,2	0,2	0,5
		4	497868,5	499087,9	100000,6	0,1	0,2	0,5
		5	499449,7	497519,7	100575,9	0,2	0,1	0,6
		1	0,0	0,0	0,0			
		2	3989,8	- 42,0	4,7			
		3	2855,2	1112,9	47,8			
		4	3123,6	2124,7	- 548,1			
		5	1542,4	3692,9	- 8,8			
		1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,12
		2	997,45	- 10,5	1,175	0,04	0,04	0,4
		3	713,8	278,225	11,95	0,08	0,08	0,2
		4	780,9	531,175	- 137,025	0,04	0,08	0,2
		5	385,6	923,225	- 2,2	0,08	0,04	0,24
42	$A_2 B_2$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,32
		2	1002,575	- 12,275	- 15,875	0,08	0,08	0,24
		3	716,75	275,9	6,375	0,08	0,04	0,24
		4	778,3	530,0	- 158,825	0,04	0,08	0,24
		5	385,0	920,475	15,25	0,08	0,08	0,24
	$A_2 B_2 - A_1 B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	5,125	- 1,775	- 17,05			
		3	2,95	- 2,325	- 5,575			
		4	- 2,6	- 1,175	- 1,8			
		5	- 0,6	- 2,75	17,45			
	$A_3 B_3$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,24
		2	1009,275	- 15,125	- 31,975	0,08	0,08	0,28
		3	721,525	275,975	- 12,325	0,08	0,04	0,28
		4	782,575	534,525	- 174,45	0,04	0,08	0,28
		5	387,95	925,875	7,45	0,04	0,0	0,24
	$A_3 B_3 - A_1 B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	11,825	- 4,625	- 35,15			
		3	7,725	- 2,25	- 24,275			
		4	1,675	3,35	- 37,425			
		5	2,35	2,65	9,65			
44	$A_4 B_4$	1	0,0	0,0	0,0	0,12	0,12	0,24
		2	1007,1	- 9,725	- 18,4	0,04	0,08	0,28
		3	719,925	281,5	- 2,425	0,04	0,08	0,24
		4	779,675	533,3	- 154,85	0,04	0,08	0,24
		5	384,875	923,325	8,05	0,08	0,08	0,2
	$A_4 B_4 - A_1 B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	9,65	- 0,775	- 19,575			
		3	6,125	3,275	- 9,525			
		4	1,525	2,125	- 17,825			
		5	- 0,725	0,1	10,25			

Tabelle XI:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx, dy, dz in 1/10 mm für Abbildung h5
Unterkiefer Nr. 5

Versuch	Aufnahme		X	Y	Z	dx	dy	dz
h5	$A_1 B_1$	1	501086,6	501160,7	100787,7	0,2	0,4	1,1
		2	496702,9	501114,0	100903,0	0,4	0,2	0,7
		3	497991,9	500028,7	100946,2	0,4	0,2	1,1
		4	497646,3	499037,0	100578,6	0,1	0,2	0,8
		5	499349,0	497590,2	100946,5	0,2	0,3	1,1
		1	0,0	0,0	0,0			
		2	4383,7	46,7	115,3			
		3	3094,7	1132,0	158,5			
		4	3440,3	2123,7	- 209,1			
		5	1737,6	3570,5	158,8			
		1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,16	0,44
		2	1095,925	11,675	28,825	0,16	0,08	0,28
		3	773,675	283,0	39,625	0,16	0,08	0,44
		4	860,075	530,925	- 52,275	0,04	0,08	0,32
		5	434,4	892,625	39,7	0,08	0,12	0,44
h6	$A_2 B_2$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,24
		2	1090,75	11,575	- 21,5	0,08	0,08	0,24
		3	767,25	280,625	- 77,225	0,04	0,08	0,2
		4	853,025	530,025	- 77,175	0,04	0,08	0,24
		5	428,8	882,7	21,475	0,04	0,08	0,28
	$A_2 B_2 - A_1 B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	- 5,175	- 0,1	- 50,325			
		3	- 6,425	- 2,375	- 116,85			
		4	- 7,05	- 0,9	- 24,0			
		5	- 5,6	- 9,925	- 18,225			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,24
		2	1108,825	21,575	12,5	0,08	0,08	0,24
		3	784,075	290,7	37,675	0,08	0,08	0,24
		4	864,15	539,475	- 42,275	0,08	0,12	0,24
		5	432,275	888,875	42,85	0,08	0,08	0,24
h7	$A_3 B_3$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,24
		2	1108,825	21,575	12,5	0,08	0,08	0,24
		3	784,075	290,7	37,675	0,08	0,08	0,24
		4	864,15	539,475	- 42,275	0,08	0,12	0,24
		5	432,275	888,875	42,85	0,08	0,08	0,24
	$A_3 B_3 - A_1 B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	12,9	9,9	- 16,325			
		3	10,4	7,7	- 1,95			
		4	4,075	8,55	10,0			
		5	- 2,125	3,75	3,15			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,16	1,36
		2	1082,8	0,05	- 38,85	0,16	0,16	1,04
		3	765,4	249,7	- 13,3	0,16	0,16	0,56
		4	852,8	499,65	- 94,55	0,16	0,16	0,8
		5	430,2	888,05	15,625	0,24	0,16	0,72
h8	$A_4 B_4$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	1082,8	0,05	- 38,85			
		3	765,4	249,7	- 13,3			
		4	852,8	499,65	- 94,55			
		5	430,2	888,05	15,625			
	$A_4 B_4 - A_1 B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	- 13,125	- 11,67	- 67,675			
		3	- 8,275	- 33,3	- 50,925			
		4	- 7,275	- 31,275	- 42,375			
		5	- 4,2	- 4,575	- 24,075			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,16	1,36
		2	1082,8	0,05	- 38,85	0,16	0,16	1,04
		3	765,4	249,7	- 13,3	0,16	0,16	0,56
		4	852,8	499,65	- 94,55	0,16	0,16	0,8
		5	430,2	888,05	15,625	0,24	0,16	0,72

Tabelle XII:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen Δx , Δy , Δz in 1/10 mm für Abbildung 46

Unterkiefer Nr. 6

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	Δx	Δy	Δz
49	A_1B_1	1	500916,8	501143,4	100751,2	0,4	0,5	1,1
		2	497225,6	501209,0	100853,4	0,3	0,2	1,7
		3	498466,6	499987,8	100952,3	0,6	0,3	2,4
		4	497948,8	499149,0	100582,0	0,2	0,3	1,4
		5	499515,0	497774,6	101023,0	0,2	0,3	1,4
		1	0,0	0,0	0,0			
		2	3691,2	- 65,6	102,2			
		3	2450,2	1155,6	201,4			
		4	2968,0	1994,4	- 168,8			
		5	1401,8	3368,8	271,8			
		1	0,0	0,0	0,0	0,16	0,2	0,44
		2	922,75	- 16,4	25,55	0,12	0,08	0,68
		3	612,5	288,9	50,275	0,24	0,12	0,96
		4	742,0	498,6	- 42,2	0,08	0,16	0,36
		5	350,45	842,2	67,95	0,08	0,12	0,56
50	A_2B_2	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,24
		2	930,225	- 19,275	- 17,2	0,04	0,08	0,24
		3	618,975	287,7	9,425	0,08	0,08	0,2
		4	746,6	500,2	- 84,9	0,08	0,08	0,28
		5	349,625	846,8	22,55	0,08	0,08	0,24
	$A_2B_2 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	7,475	- 2,875	- 42,75			
		3	6,475	- 1,2	- 41,15			
		4	4,6	1,6	- 42,7			
		5	- 0,825	4,6	- 45,4			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1						
		2						
		3						
		4						
		5						
51	A_3B_3	1	0,0	0,0	0,0	0,32	0,24	1,12
		2	946,1	- 18,8	- 48,3	0,32	0,24	0,96
		3	629,4	278,85	- 30,2	0,24	0,32	0,8
		4	752,95	497,4	- 125,2	0,48	0,24	0,48
		5	346,85	844,95	2,95	0,24	0,24	1,44
	$A_3B_3 - A_1B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	23,35	- 2,4	- 73,85			
		3	16,9	- 9,05	- 80,475			
		4	10,95	- 1,2	- 83,0			
		5	- 3,6	2,75	- 65,0			
	$(\Delta x; \Delta y; \Delta z)$	1						
		2						
		3						
		4						
		5						

Tabelle XIII:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx, dy, dz in 1/10 mm für Abbildung 47

Unterkliefer Nr. 7

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
52	$A_1 B_1$	1	500946,0	501207,7	100627,6	0,2	0,2	0,8
		2	496948,1	501327,7	100649,1	0,2	0,2	0,5
		3	498192,5	500124,4	100633,2	0,2	0,2	0,5
		4	497713,5	499287,0	100328,9	0,2	0,2	0,6
		5	499802,3	498449,6	100676,3	0,2	0,2	0,7
		1	0,0	0,0	0,0			
		2	4027,9	- 20,0	21,5			
		3	2753,5	1083,3	55,6			
		4	3232,5	1920,7	- 298,7			
		5	1143,7	2758,1	48,7			
		1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,32
		2	1006,975	- 5,0	5,375	0,08	0,08	0,2
		3	688,375	270,825	13,9	0,08	0,08	0,2
		4	808,125	480,175	- 74,675	0,08	0,08	0,24
		5	285,925	689,525	12,175	0,08	0,08	0,28
53	$A_2 B_2$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,2
		2	1040,575	14,0	0,975	0,08	0,08	0,16
		3	709,9	278,9	18,3	0,08	0,04	0,16
		4	820,35	489,75	- 79,4	0,08	0,08	0,52
		5	284,375	687,475	21,9	0,08	0,08	0,2
	$A_2 B_2 - A_1 B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	33,6	19,0	- 4,4			
		3	21,525	8,075	- 4,4			
		4	12,225	9,575	- 4,725			
		5	- 1,55	- 2,05	9,725			
		1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,08	0,24
		2	1046,95	16,625	- 23,825	0,08	0,08	0,16
		3	712,025	282,65	- 18,475	0,08	0,08	0,24
		4	825,85	496,525	- 131,375	0,08	0,08	0,16
		5	284,2	693,65	- 20,05	0,04	0,08	0,44
	$A_1 B_3 - A_1 B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	39,975	21,625	- 29,2			
		3	23,65	11,825	- 32,375			
		4	17,725	16,35	- 56,7			
		5	- 1,725	4,125	- 32,225			
55	$A_4 B_4$	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,12	0,16
		2	1042,125	17,45	- 12,95	0,08	0,08	0,24
		3	709,4	280,325	- 6,725	0,08	0,03	0,24
		4	821,05	493,1	- 109,275	0,08	0,08	0,2
		5	283,95	689,225	- 12,5	0,08	0,08	0,16
	$A_4 B_4 - A_1 B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	35,15	22,45	- 18,325			
		3	21,025	9,5	- 20,625			
		4	12,925	12,925	- 34,6			
		5	- 1,975	0,3	- 24,675			
		1	0,0	0,0	0,0	0,04	0,12	0,2
		2	1060,975	17,75	- 22,95	0,08	0,08	0,16
		3	720,55	284,5	- 12,775	0,08	0,12	0,16
		4	834,625	500,975	- 117,225	0,08	0,08	0,16
		5	288,225	699,85	- 8,925	0,08	0,04	0,12
56	$A_5 B_5$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	54,0	22,75	- 28,325			
		3	32,175	13,675	- 26,675			
		4	26,5	20,8	- 42,55			
		5	2,3	10,325	- 21,1			
	$A_5 B_5 - A_1 B_1$	1	0,0	0,0	0,0			
		2	54,0	22,75	- 28,325			
		3	32,175	13,675	- 26,675			
		4	26,5	20,8	- 42,55			
		5	2,3	10,325	- 21,1			

Tabelle XIV:

Punktkoordinaten X, Y, Z und Punktwanderungen Δx , Δy , Δz der Meßpunkte 1, 2, 3, 4 und 5 im Vergleich zur Nullaufnahme und Abweichungen dx , dy , dz in 1/10 mm für Abbildung 48

Unterkiefer Nr. 7

Versuch	Aufnahme	Pkt	X	Y	Z	dx	dy	dz
57	A_0B_0	1	0,0	0,0	0,0	0,12	0,08	0,2
		2	1025,525	2,85	30,9	0,04	0,08	0,24
		3	704,775	274,5	91,125	0,08	0,08	0,24
		4	816,8	484,55	110,275	0,08	0,04	0,2
		5	286,75	687,9	71,95	0,04	0,08	0,24
	$A_6B_6 - A_1B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	18,55	7,85	15,525			
		3	16,4	3,675	77,225			
		4	8,675	4,375	35,6			
		5	0,825	1,625	59,775			
58	A_7B_7	1	0,0	0,0	0,0	0,12	0,08	0,24
		2	1015,7	6,925	142,55	0,08	0,08	0,28
		3	698,25	271,05	72,925	0,04	0,12	0,2
		4	809,275	480,85	52,625	0,04	0,04	0,24
		5	286,725	684,675	82,575	0,08	0,12	0,24
	$A_7B_7 - A_1B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	8,725	11,925	137,175			
		3	9,875	0,225	59,025			
		4	1,15	0,675	22,05			
		5	0,8	4,85	70,4			
59	A_8B_8	1	0,0	0,0	0,0	0,08	0,04	0,2
		2	1003,325	1,6	44,125	0,08	0,08	0,24
		3	687,425	264,525	20,3	0,08	0,08	0,24
		4	801,975	475,55	165,525	0,08	0,08	0,2
		5	281,8	680,3	7,025	0,08	0,04	0,24
	$A_8B_8 - A_1B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	00,0	0,0			
		2	- 3,65	3,4	38,75			
		3	- 0,95	6,3	6,4			
		4	- 6,15	4,625	88,85			
		5	- 4,125	9,225	5,15			
60	A_9B_9	1	0,0	0,0	0,0	0,06	0,08	0,24
		2	998,375	8,9	62,125	0,08	0,08	0,2
		3	684,325	260,15	25,475	0,04	0,08	0,24
		4	800,325	471,175	133,725	0,08	0,04	0,24
		5	283,45	682,525	40,35	0,08	0,04	0,2
	$A_9B_9 - A_1B_1$ (Δx ; Δy ; Δz)	1	0,0	0,0	0,0			
		2	- 8,6	3,9	56,75			
		3	- 4,05	10,675	9,75			
		4	- 7,8	9,0	59,05			
		5	- 2,475	7,0	28,175			

8.3. Tabellen XV bis XXI

Strecken zwischen den Meßpunkten $\overline{P1 P2}$, $\overline{P1 P3}$, $\overline{P1 P4}$,
 $\overline{P1 P5}$, deren Abweichungen $\overline{ds}$ und Streckendifferenzen
 $\overline{\Delta P1 P2}$, $\overline{\Delta P1 P3}$, $\overline{\Delta P1 P4}$, $\overline{\Delta P1 P5}$ im Vergleich zur
Nullaufnahme in 1/10 mm für die jeweiligen Unterkiefer.

Tabelle XV:

Strecken zwischen den Meßpunkten $\overline{P_1 P_2}$, $\overline{P_1 P_3}$, $\overline{P_1 P_4}$, $\overline{P_1 P_5}$, deren Abweichungen da und Streckendifferenzen $\Delta P_1 P_2$, $\Delta P_1 P_3$, $\Delta P_1 P_4$, $\Delta P_1 P_5$ im Vergleich zur Nullaufnahme in 1/10 mm für Unterkiefer Nr. 1:

Aufnahme	Pkt	Strecke $\overline{P_1 P_2/P_3/P_4/P_5}$	da	$\Delta P_1 P_2/P_3/P_4/P_5$
A ₁ H ₁	2	1064,6	0,12	-
A ₂ H ₂	2	1107,6	0,08	43,0
A ₃ H ₃	2	1128,3	0,06	63,7
A ₄ H ₄	2	1090,7	0,18	26,1
A ₅ H ₅	2	1093,3	0,16	28,7
A ₆ H ₆	2	1089,9	0,08	25,3
A ₇ H ₇	2	1096,3	0,12	31,7
A ₈ H ₈	2	1091,1	0,1	26,5
A ₉ H ₉	2	1095,3	0,08	30,7
B ₁ A ₁	2	1099,4	0,08	34,8
B ₂ A ₂	2	1089,2	0,08	24,6
B ₃ A ₃	2	1113,7	0,08	49,1
B ₄ A ₄	2	1101,8	0,08	37,2
B ₅ A ₅	2	1085,2	0,24	20,6
B ₆ A ₆	2	1095,9	0,06	31,3
B ₇ A ₇	2	1087,9	0,24	23,3
B ₈ A ₈	2	1089,6	0,08	25,0
A ₁ H ₁	3	797,4	0,1	-
A ₂ H ₂	3	826,2	0,04	28,8
A ₃ H ₃	3	842,7	0,08	45,3
A ₄ H ₄	3	815,9	0,12	18,5
A ₅ H ₅	3	816,6	0,14	19,2
A ₆ H ₆	3	814,1	0,08	16,7
A ₇ H ₇	3	818,6	0,1	21,2
A ₈ H ₈	3	815,6	0,1	18,2
A ₉ H ₉	3	819,7	0,08	22,3
B ₁ A ₁	3	820,1	0,06	22,7
B ₂ A ₂	3	813,5	0,06	16,1
B ₃ A ₃	3	833,8	0,08	36,4
B ₄ A ₄	3	824,9	0,06	27,5
B ₅ A ₅	3	810,5	0,12	13,1
B ₆ A ₆	3	820,0	0,08	22,6
B ₇ A ₇	3	812,7	0,12	15,3
B ₈ A ₈	3	814,0	0,08	16,6
A ₁ H ₁	4	994,3	0,1	-
A ₂ H ₂	4	1024,6	0,08	30,3
A ₃ H ₃	4	1036,9	0,06	42,6
A ₄ H ₄	4	1007,8	0,14	13,5
A ₅ H ₅	4	1007,6	0,08	13,3
A ₆ H ₆	4	1008,8	0,06	14,5
A ₇ H ₇	4	1013,3	0,14	19,0
A ₈ H ₈	4	1011,2	0,08	16,9
A ₉ H ₉	4	1011,4	0,1	17,1
A ₁₀ H ₁₀	4	1019,0	0,08	24,7
B ₁ A ₁	4	1008,0	0,08	13,7
B ₂ A ₂	4	1028,3	0,06	34,0
B ₃ A ₃	4	1017,7	0,04	23,4
B ₄ A ₄	4	1005,8	0,16	11,5
B ₅ A ₅	4	1013,9	0,08	19,6
B ₆ A ₆	4	1006,8	0,16	12,5
B ₇ A ₇	4	1008,6	0,08	14,3
B ₈ A ₈	4			
A ₁ H ₁	5	898,0	0,12	-
A ₂ H ₂	5	918,2	0,06	20,2
A ₃ H ₃	5	930,5	0,1	32,5
A ₄ H ₄	5	900,4	0,14	2,4
A ₅ H ₅	5	899,9	0,1	1,9
A ₆ H ₆	5	905,2	0,1	7,2
A ₇ H ₇	5	907,6	0,1	9,6
A ₈ H ₈	5	906,9	0,1	8,9
A ₉ H ₉	5	905,3	0,06	7,3
A ₁₀ H ₁₀	5	910,9	0,1	12,9
B ₁ A ₁	5	910,7	0,08	3,7
B ₂ A ₂	5	914,0	0,08	21,0
B ₃ A ₃	5	908,5	0,06	10,5
B ₄ A ₄	5	902,1	0,05	4,1
B ₅ A ₅	5	907,1	0,08	9,1
B ₆ A ₆	5	902,2	0,16	4,2
B ₇ A ₇	5	904,9	0,08	6,9
B ₈ A ₈	5			

Tabelle XVI:

Strecken zwischen den Meßpunkten P_1 P_2 , P_1 P_3 , P_1 P_4 , P_1 P_5 , deren Abweichungen Δs und Streckendifferenzen ΔP_1 P_2 , ΔP_1 P_3 , ΔP_1 P_4 , ΔP_1 P_5 im Vergleich zur Nullaufnahme in 1/10 mm für Unterkiefer Nr. 21

Aufnahme	Pkt	Strecke P_1 - $P_2/P_3/P_4/P_5$	Δs	ΔP_1 - $P_2/P_3/P_4/P_5$
$A_1 P_1$	2	928,5	0,24	-
$A_2 P_2$	2	930,5	0,24	2,0
$A_3 P_3$	2	968,6	0,28	40,1
$A_4 P_4$	2	974,5	0,24	46,0
$A_5 P_5$	2	978,4	0,24	49,9
$A_6 P_6$	2	958,7	0,08	30,2
$A_7 P_7$	2	967,5	0,06	39,0
$A_8 P_8$	2	962,0	0,06	33,5
$A_9 P_9$	2	950,1	0,08	21,6
$B_1 A_1$	2	961,0	0,12	32,5
$B_2 A_2$	2	956,1	0,08	27,6
$B_3 A_3$	2	942,1	0,24	13,6
$B_4 A_4$	2	945,6	0,08	17,1
$A_1 P_1$	3	682,0	0,12	-
$A_2 P_2$	3	696,8	0,16	14,8
$A_3 P_3$	3	705,4	0,2	23,4
$A_4 P_4$	3	707,7	0,24	25,7
$A_5 P_5$	3	710,1	0,16	28,1
$A_6 P_6$	3	695,0	0,06	13,0
$A_7 P_7$	3	699,6	0,08	17,6
$A_8 P_8$	3	694,6	0,08	12,6
$A_9 P_9$	3	687,5	0,06	5,5
$B_1 A_1$	3	701,9	0,2	19,9
$B_2 A_2$	3	695,3	0,08	13,3
$B_3 A_3$	3	688,9	0,2	6,9
$B_4 A_4$	3	689,1	0,06	7,1
$A_1 P_1$	4	897,3	0,16	-
$A_2 P_2$	4	906,0	0,2	8,7
$A_3 P_3$	4	910,4	0,16	13,1
$A_4 P_4$	4	927,9	0,2	30,6
$A_5 P_5$	4	913,9	0,24	16,6
$A_6 P_6$	4	884,4	0,06	- 12,9
$A_7 P_7$	4	906,7	0,08	9,4
$A_8 P_8$	4	900,9	0,06	3,6
$A_9 P_9$	4	894,6	0,08	- 2,7
$B_1 A_1$	4	908,5	0,12	11,2
$B_2 A_2$	4	909,1	0,08	11,8
$B_3 A_3$	4	908,2	0,16	10,9
$B_4 A_4$	4	901,7	0,06	4,4
$A_1 P_1$	5	915,7	0,12	-
$A_2 P_2$	5	918,1	0,36	2,4
$A_3 P_3$	5	919,1	0,28	3,4
$A_4 P_4$	5	916,9	0,24	1,2
$A_5 P_5$	5	920,7	0,16	5,0
$A_6 P_6$	5	914,9	0,08	- 0,8
$A_7 P_7$	5	918,6	0,1	2,9
$A_8 P_8$	5	913,8	0,08	- 1,9
$A_9 P_9$	5	909,3	0,06	- 6,4
$B_1 A_1$	5	919,3	0,32	3,6
$B_2 A_2$	5	924,5	0,08	8,8
$B_3 A_3$	5	916,8	0,2	1,1
$B_4 A_4$	5	918,8	0,08	3,1

Tabelle XVII:

Strecken zwischen den Meßpunkten $\overline{P1\ P2}$, $\overline{P1\ P3}$, $\overline{P1\ P4}$, $\overline{P1\ P5}$, deren Abweichungen $\Delta\overline{P1\ P2}$, $\Delta\overline{P1\ P3}$, $\Delta\overline{P1\ P4}$, $\Delta\overline{P1\ P5}$ im Vergleich zur Nullaufnahme in 1/10 mm für Unterkiefer Nr. 31

Aufnahme	Pkt	Strecke $\overline{P1\ P2/P3/P4/P5}$	ds	$\Delta\overline{P1\ P2/P3/P4/P5}$
A_1B_1	2	1018,2	0,1	-
A_2B_2	2	1041,9	0,12	23,7
A_3B_3	2	1064,2	0,08	46,0
A_4B_4	2	1075,7	0,06	57,5
A_5B_5	2	1081,7	0,04	63,5
A_6B_6	2	1084,0	0,06	65,8
A_7B_7	2	1054,1	0,08	35,9
A_8B_8	2	1060,9	0,08	42,7
A_9B_9	2	1046,2	0,06	28,0
B_1A_1	2	1037,0	0,08	18,8
A_1B_1	3	786,2	0,1	-
A_2B_2	3	796,4	0,12	10,2
A_3B_3	3	818,7	0,06	32,5
A_4B_4	3	824,5	0,06	38,3
A_5B_5	3	829,9	0,08	43,7
A_6B_6	3	832,4	0,06	46,2
A_7B_7	3	808,6	0,06	22,4
A_8B_8	3	814,6	0,08	28,4
A_9B_9	3	800,0	0,08	15,8
B_1A_1	3	797,5	0,08	11,3
A_1B_1	4	973,0	0,12	-
A_2B_2	4	978,4	0,08	5,4
A_3B_3	4	999,8	0,08	26,8
A_4B_4	4	1002,2	0,1	29,2
A_5B_5	4	1005,8	0,06	32,8
A_6B_6	4	1005,0	0,06	32,0
A_7B_7	4	990,6	0,06	17,6
A_8B_8	4	998,1	0,06	25,1
A_9B_9	4	980,9	0,06	7,9
B_1A_1	4	981,8	0,06	8,8
A_1B_1	5	971,8	0,14	-
A_2B_2	5	970,2	0,16	- 1,6
A_3B_3	5	984,4	0,04	12,6
A_4B_4	5	981,0	0,06	9,2
A_5B_5	5	979,5	0,04	7,7
A_6B_6	5	980,0	0,08	8,2
A_7B_7	5	981,0	0,06	9,2
A_8B_8	5	986,8	0,08	15,0
A_9B_9	5	960,4	0,08	- 11,4
B_1A_1	5	975,2	0,08	3,4

Tabelle XVIII:

Strecken zwischen den Meßpunkten $\overline{P1 P2}$, $\overline{P1 P3}$, $\overline{P1 P4}$, $\overline{P1 P5}$, deren Abweichungen ds und Streckendifferenzen $\Delta P1 P2$, $\Delta P1 P3$, $\Delta P1 P4$, $\Delta P1 P5$ im Vergleich zur Nullaufnahme in 1/10 mm für Unterkiefer Nr. 41

Aufnahme	Pkt	Strecke $P1-P2/P3/P4/P5$	ds	$\Delta P1-P2/P3/P4/P5$
$A_1 B_1$	2	997,5	0,04	-
$A_2 B_2$	2	1002,6	0,08	5,1
$A_3 B_3$	2	1009,3	0,08	11,8
$A_4 B_4$	2	1007,1	0,06	9,6
$A_1 B_1$	3	766,1	0,08	-
$A_2 B_2$	3	768,0	0,06	1,9
$A_3 B_3$	3	772,5	0,06	6,4
$A_4 B_4$	3	773,0	0,06	6,9
$A_1 B_1$	4	944,4	0,06	-
$A_2 B_2$	4	941,6	0,06	- 2,8
$A_3 B_3$	4	947,7	0,06	3,3
$A_4 B_4$	4	944,6	0,06	0,2
$A_1 B_1$	5	1000,3	0,06	-
$A_2 B_2$	5	997,7	0,08	- 2,8
$A_3 B_3$	5	1003,8	0,08	3,3
$A_4 B_4$	5	1000,3	0,08	- 0,2

Tabelle XIX:

Strecken zwischen den Meßpunkten $\overline{P1 P2}$, $\overline{P1 P3}$, $\overline{P1 P4}$, $\overline{P1 P5}$, deren Abweichungen ds und Streckendifferenzen $\Delta P1 P2$, $\Delta P1 P3$, $\Delta P1 P4$, $\Delta P1 P5$ im Vergleich zur Nullaufnahme in 1/10 mm für Unterkiefer Nr. 5:

Aufnahme	Pkt	Strecke $P1-P2/P3/P4/P5$	ds	$\Delta P1-P2/P3/P4/P5$
$A_1 B_1$	2	1095,6	0,12	-
$A_2 B_2$	2	1090,8	0,08	- 4,8
$A_3 B_3$	2	1101,0	0,08	13,4
$A_4 B_4$	2	1082,8	0,16	- 12,8
$A_1 B_1$	3	823,8	0,12	-
$A_2 B_2$	3	816,9	0,06	- 6,9
$A_3 B_3$	3	836,2	0,08	12,4
$A_4 B_4$	3	805,1	0,16	- 18,7
$A_1 B_1$	4	1010,7	0,06	-
$A_2 B_2$	4	1004,2	0,06	- 6,5
$A_3 B_3$	4	1018,7	0,1	8,0
$A_4 B_4$	4	988,4	0,16	- 22,3
$A_1 B_1$	5	992,7	0,1	-
$A_2 B_2$	5	981,3	0,06	- 11,4
$A_3 B_3$	5	988,4	0,08	- 4,3
$A_4 B_4$	5	986,8	0,2	- 5,9

Tabelle XX:

Strecken zwischen den Meßpunkten $\overline{P1}$ $\overline{P2}$, $\overline{P1}$ $\overline{P3}$, $\overline{P1}$ $\overline{P4}$, $\overline{P1}$ $\overline{P5}$, deren Abweichungen ds und Streckendifferenzen $\Delta P1$ $\overline{P2}$, $\Delta P1$ $\overline{P3}$, $\Delta P1$ $\overline{P4}$, $\Delta P1$ $\overline{P5}$ im Vergleich zur Nullaufnahme in 1/10 mm für Unterkiefer Nr. 6:

Aufnahme	Pkt	Strecke $\overline{P1}$ - $\overline{P2/P3/P4/P5}$	ds	$\Delta P1$ - $\overline{P2/P3/P4/P5}$
$A_1 B_1$	2	922,9	0,1	-
$A_2 B_2$	2	930,4	0,06	7,5
$A_3 B_3$	2	946,3	0,28	23,4
$A_4 B_4$	3	677,3	0,18	-
$A_5 B_5$	3	682,5	0,08	5,2
$A_6 B_6$	3	688,8	0,28	11,5
$A_7 B_7$	4	894,0	0,12	-
$A_8 B_8$	4	898,6	0,08	4,6
$A_9 B_9$	4	902,4	0,36	8,4
$A_1 B_1$	5	912,2	0,1	-
$A_2 B_2$	5	916,1	0,08	3,9
$A_3 B_3$	5	913,4	0,24	1,2

Tabelle XXI:

Strecken zwischen den Meßpunkten $\overline{P1}$ $\overline{P2}$, $\overline{P1}$ $\overline{P3}$, $\overline{P1}$ $\overline{P4}$, $\overline{P1}$ $\overline{P5}$, deren Abweichungen ds und Streckendifferenzen $\Delta P1$ $\overline{P2}$, $\Delta P1$ $\overline{P3}$, $\Delta P1$ $\overline{P4}$, $\Delta P1$ $\overline{P5}$ im Vergleich zur Nullaufnahme in 1/10 mm für Unterkiefer Nr. 7:

Aufnahme	Pkt	Strecke $\overline{P1}$ - $\overline{P2/P3/P4/P5}$	ds	$\Delta P1$ - $\overline{P2/P3/P4/P5}$
$A_1 B_1$	2	1006,9	0,08	-
$A_2 B_2$	2	1040,6	0,08	33,7
$A_3 B_3$	2	1047,0	0,08	40,1
$A_4 B_4$	2	1042,2	0,08	35,1
$A_5 B_5$	2	1061,1	0,08	54,2
$A_6 B_6$	2	1025,5	0,06	18,6
$A_7 B_7$	2	1015,7	0,08	8,8
$A_8 B_8$	2	1003,3	0,08	- 3,6
$A_9 B_9$	2	998,4	0,08	- 8,5
$A_1 B_1$	3	739,7	0,08	-
$A_2 B_2$	3	762,7	0,06	23,0
$A_3 B_3$	3	766,0	0,08	26,3
$A_4 B_4$	3	762,7	0,08	23,0
$A_5 B_5$	3	774,6	0,1	34,4
$A_6 B_6$	3	756,3	0,08	16,6
$A_7 B_7$	3	749,0	0,08	9,3
$A_8 B_8$	3	736,5	0,08	- 3,2
$A_9 B_9$	3	739,0	0,06	- 0,7
$A_1 B_1$	4	940,0	0,08	-
$A_2 B_2$	4	955,4	0,08	15,4
$A_3 B_3$	4	963,6	0,08	23,6
$A_4 B_4$	4	957,7	0,08	17,7
$A_5 B_5$	4	973,4	0,08	33,4
$A_6 B_6$	4	949,7	0,06	9,7
$A_7 B_7$	4	941,3	0,04	1,3
$A_8 B_8$	4	932,3	0,08	- 7,7
$A_9 B_9$	4	928,8	0,06	- 11,2
$A_1 B_1$	5	746,4	0,08	-
$A_2 B_2$	5	743,9	0,08	- 2,5
$A_3 B_3$	5	749,6	0,06	3,2
$A_4 B_4$	5	745,4	0,08	- 1,0
$A_5 B_5$	5	756,8	0,06	10,4
$A_6 B_6$	5	745,2	0,06	- 1,2
$A_7 B_7$	5	742,2	0,1	- 4,2
$A_8 B_8$	5	736,3	0,06	- 10,1
$A_9 B_9$	5	739,0	0,06	- 7,4

8.4. Mathematische Grundlagen zur Berechnung des 95 % - Vertrauensbereiches des Mittelwertes μ (= Konfidenzbereich) (SACHS, 129)

Definitionen:

n = Zahl der Werte

$\bar{x}$ = arithmetisches Mittel

s = Standardabweichung

$v = S^2$ = Varianz (= Quadrat der Standardabweichung)

$r = n - 1$ = Stichprobenumfang - 1

$t_{r;0,05}$ = t-Wert für den 95 % VB, d.h. mit 5 % =
Unsicherheit (aus der Tabelle zu entnehmen; SACHS, 129)

Berechnung des 95 % VB nach folgender Formel:

$$\sqrt{s^2/n} \cdot t_{r;0,05} = 95 \% \text{ VB des Mittelwertes } \mu$$

8.5. Tabellen XXII bis XXVI

Berechnung der 95 % - Vertrauensbereiche der Mittelwerte μ für die Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P 1 und P 2 bis P 5 in der XY-Ebene und

Berechnung der 95 % - Vertrauensbereiche der Mittelwerte μ für die Lageveränderungen der Meßpunkte P 2 bis P 5 in der Z-Richtung.

Tabelle XXII:

- 133 -

Berechnung des 95 % - Vertrauensbereiche der Mittelwerte μ für die
Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P1 und P2 in der XY-Ebene: *

Streckenänderung	$\Delta \overline{P1-P2}$	$\Delta \overline{P1-P2}$	$\Delta \overline{P1-P2}$
Gruppe	alle Osteosynthesen	Plattenosteosynthesen	Drahtosteosynthesen
Zahl n	53	35	18
Mittelwert $\bar{x}$ (1/10 mm)	28,079	32,817	18,867
Standardabw. s (1/10 mm)	18,015	18,338	13,569
Varianz $v = s^2$ (1/10 mm)	324,554	336,284	184,106
$v = n - 1$	52	34	17
$t_{10,05}$	2,007	2,032	2,110
$\mu \pm \text{Abw. (1/10 mm)}$	$28,1 \pm 5,0$	$32,8 \pm 6,1$	$18,9 \pm 6,8$
95 % VB (1/10 mm)	$23,1 \leq \mu \leq 33,1$	$26,5 \leq \mu \leq 39,1$	$12,1 \leq \mu \leq 25,7$

Tabelle XXIII:

Berechnung der 95 % - Vertrauensbereiche der Mittelwerte μ für die
Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P1 und P3 in der XY-Ebene: *

Streckenänderung	$\Delta \overline{P1-P3}$	$\Delta \overline{P1-P3}$	$\Delta \overline{P1-P3}$
Gruppe	alle Osteosynthesen	Plattenosteosynthesen	Drahtosteosynthesen
Zahl n	53	35	18
Mittelwert $\bar{x}$ (1/10 mm)	17,794	20,909	11,739
Standardabw. s (1/10 mm)	12,718	13,518	8,396
Varianz $v = s^2$	161,756	182,750	70,492
$v = n - 1$	52	34	17
$t_{10,05}$	2,007	2,032	2,110
$\mu \pm \text{Abw. (1/10 mm)}$	$17,8 \pm 3,5$	$20,9 \pm 4,6$	$11,7 \pm 4,2$
95 % VB (1/10 mm)	$14,3 \leq \mu \leq 21,3$	$16,3 \leq \mu \leq 25,5$	$7,5 \leq \mu \leq 15,9$

*Für die Berechnung der Konfidenzbereiche der Abstandsänderungen in der XY-Ebene wurden die Streckenänderungen $\Delta P1 - P2/3/4/5$ aus den Tabellen XV bis XXI (siehe Abschnitt 8.3., Seite 126 ff) entnommen.

Tabelle XXIV:

- 134 -

Berechnung der 95 % - Vertrauensbereiche der Mittelwerte μ für die Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P1 und P4 in der XY-Ebene: *

Streckenänderung	$\Delta \overline{P1-P4}$	$\Delta \overline{P1-P4}$	$\Delta \overline{P1-P4}$
Gruppe	alle Osteosynthesen	Plattenosteosynthesen	Drahtosteosynthesen
Zahl n	53	35	18
Mittelwert $\bar{x}$ (1/10 mm)	12,949	15,646	7,706
Standardabh. s (1/10 mm)	13,058	13,955	9,381
Varianz $v = s^2$ (1/10 mm)	170,518	194,748	88,003
$v = n - 1$	52	34	17
$t_{10,05}$	2,007	2,032	2,110
$\mu \pm \text{Abw. (1/10 mm)}$	$13,0 \pm 3,6$	$15,7 \pm 4,8$	$7,7 \pm 4,7$
95 % VB (1/10 mm)	$9,4 \leq \mu \leq 16,6$	$10,9 \leq \mu \leq 20,5$	$3,0 \leq \mu \leq 12,4$

Tabelle XXV:

Berechnung der 95 % - Vertrauensbereiche der Mittelwerte μ für die Abstandsänderungen zwischen den Meßpunkten P1 und P5 in der XY-Ebene: *

Streckenänderung	$\Delta \overline{P1-P5}$	$\Delta \overline{P1-P5}$	$\Delta \overline{P1-P5}$
Gruppe	alle Osteosynthesen	Plattenosteosynthesen	Drahtosteosynthesen
Zahl n	53	35	18
Mittelwert $\bar{x}$ (1/10 mm)	3,926	4,926	1,983
Standardabh. s (1/10 mm)	8,052	8,453	7,028
Varianz $v = s^2$ (1/10 mm)	64,841	71,447	49,390
$v = n - 1$	52	34	17
$t_{10,05}$	2,007	2,032	2,110
$\mu \pm \text{Abw. (1/10 mm)}$	$3,9 \pm 2,2$	$4,9 \pm 2,9$	$2,0 \pm 1,5$
95 % VB (1/10 mm)	$1,7 \leq \mu \leq 6,1$	$2,0 \leq \mu \leq 7,8$	$- 1,5 \leq \mu \leq 5,5$

*Für die Berechnung der Konfidenzbereiche der Abstandsänderungen in der XY-Ebene wurden die Streckenänderungen $\Delta \overline{P1-P2/3/4/5}$ aus den Tabellen XV bis XXI (siehe Abschnitt 8.3., Seite 126 ff.) entnommen.

Tabelle XXVI:

Berechnung der 95 % - Vertrauensbereiche der Mittelwerte μ für die Lageveränderungen der Meßpunkte P2 bis P5 in der Z-Richtung: *

Lageänderung	Δz_{P2}	Δz_{P3}	Δz_{P4}	Δz_{P5}
Gruppe	a l l e O s t e o s y n t h e s e n			
Zahl n	53	53	53	53
Mittelwert $\bar{x} \pm c$ (1/10 mm)	- 13,108	- 9,562	- 10,758	- 1,892
Standardabw. s (1/10 mm)	37,851	30,293	32,782	24,867
Varianz $v = s^2$ (1/10 mm)	1432,707	917,668	1074,64	619,901
$v = n - 1$	52	52	52	52
$t_{10,05}$	2,007	2,007	2,007	2,007
$\mu \pm \Delta w_z$ (1/10 mm)	- 13,1 $\pm$ 10,4	- 9,6 $\pm$ 8,4	- 10,8 $\pm$ 9,0	- 1,9 $\pm$ 6,9
95 % VB (1/10 mm)	- 23,5 $\mu\mu$ - 2,7	- 18,0 $\mu\mu$ - 1,2	- 19,8 $\mu\mu$ - 1,8	- 8,8 $\mu\mu$ - 5,0

*Für die Berechnung der Konfidenzbereiche der Lageveränderungen in der Z-Richtung wurden die Δz -Werte aus den Tabellen I bis XIV (siehe Abschnitt 8.2., Seite 111 ff) entnommen und auf die erste Kommastelle gerundet.

7. BECKER, E., Ein Instrumentarium zur extra-
cutanen Osteosynthese bei Unter-
kieferfrakturen unter Verwendung
plastischer Kunststoffe.
Chirurg 29 (1958), 63.
8. BECKER, E., Ein Instrumentarium zur perku-
tanen Osteosynthese und extra-
cutanen Überbrückung mit Kunst-
stoff.
Zentralbl Veterinärmed 4 (1975),
205.
9. BECKERS, H., Plattenosteosynthese von Unter-
kieferfrakturen mit perbukkalen
Reposition und Vorkompression
der Fragmente.
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir
3 (1979), 147.
10. BECKERS, H., Vergleichende Untersuchungen
zwischen Drahtosteosynthese und
Miniplattenosteosynthese bei
Mittelgesichtsfrakturen.
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir
3 (1979), 214.
11. BERKOWITZ, S., Stereophotogrammetric analysis
of casts of normal and abnormal
palates.
Amer J Orthod 60 (1971), 1.
12. BERKOWITZ, S., Stereophotogrammetry of serial
PRUZANSKY, S., casts of cleft palate.
Angle Orthod 38 (1968), 136.

13. BOOTH, D. F., Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy.
J Maxillofac Surg 9 (1981), 126.
14. BRONS, R., Fractures of the mandibular
BOERING, G., body treated by stable internal
fixation.
J Oral Surg 28 (1970), 407.
15. BROSCH, F., Über die Zulässigkeit der Ver-
wendung von Drahtnähten bei der
Knochen transplantation.
Dtsch Zahnärztl Z 3 (1948), 592.
16. BROWN, J. B., Internal wire fixation of frac-
McDOWELL, F., tures of jaw: preliminary re-
port.
Surg Gynecol Obstet 74 (1942),
227.
17. BURGESS, G. H., Dental research using a close-
ZULQAR-NAIN, J., range system.
Photogram Eng 34 (1968), 677.
18. BURKE, P. H., Stereophotographic measurements
BANKS, P., of change in facial soft tissue
BEARD, L. F. H., morphology following surgery.
TEE, J. E., Br J Oral Surg 21 (1983), 237.
HUGHES, C.,
19. BURKE, P. H., Stereophotogrammetry of the
BEARD, F., H., face.
Am J Orthod 53 (1967), 769.

20. CHAMPY, M.,
Biomechanische Grundlagen der
Straßburger Miniplattenosteosyn-
these.
Dtsch Zahnarztl Z 38 (1983), 358.
21. CHAMPY, M.,
LODDE, J. P.,
SCHMITT, R.,
HAEGER, J. H.,
MUSTER, D.,
Mandibular osteosynthesis by
miniature screwed plates via a
buccal aproach.
J Maxillofac Surg 6 (1978), 14.
22. CHAMPY, M.,
LODDE, J. P.,
WILK, A.,
GRASSET, D.,
Plattenosteosynthese bei Mittel-
gesichtsfrakturen und -osteo-
tomien.
Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir
2 (1978), 26.
23. CHAMPY, M.,
WILK, A.,
SCHNEBELEN, J., M.,
Die Behandlung der Mandibular-
fraktur mittels Osteosynthese
ohne intermaxilläre Ruhigstel-
lung nach der Technik von F. X.
Michelet.
Zahn Mund Kieferheilk 63 (1975),
339.
24. CLAUDI, B.,
SPIESSL, B.,
Ergebnisse bei konservativer und
operativer Behandlung von Unter-
kieferfrakturen (ohne Kollum-
frakturen).
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 73.

25. CONVERSE, J. M.,
WAKNITZ, F. M.,
External skeletal fixation in
fractures of the mandibular
angle.
J Bone Joint Surg 24 (1942), 154.
26. DANIS, R.,
Théorie et pratique de l'ostéo-
synthèse.
Masson, Paris (1949).
27. DIEKMANN, J.,
Experimentelle und klinische
Untersuchungen zum Stabilitäts-
problem bei der Drahtnaht am Ge-
sichtsskelett.
Med. Diss. Würzburg (1970).
28. DIEHL, K.,
Biomechanische Berechnungen und
Untersuchungen zur Notwendigkeit
der Hohlbiegung bei Platten-
osteosynthesen.
Arch Orthop Unfallchir 80 (1974),
247.
29. DIEHL, K.,
MITTELMEIER, H.,
Biomechanische Untersuchungen
zur "Hohlbiegung" der Osteosyn-
theseplatten.
Z Orthop 112 (1974), 314.
30. DIELERT, E.,
Die Gewebebelastung durch Kor-
rosionsprodukte bei Implantaten.
Med. Habil. München (1981).
31. DIELERT, E.,
Praxis der Frakturversorgung
heute.
Der Freie Zahnarzt 5 (1982), 86.

32. DIETRICH, K.,
Indikation bei Verwendung der Drahtnaht in der Kieferbruchbehandlung.
Dtsch Zahnärztl Z 6 (1951), 414.
33. DIRLEWANGER, A.,
Fractures of the mandible and the possible methods of internal fixation.
Chir Plastica 2 (1974), 83.
34. DIXON, D. A.,
NEWTON, I.,
Minimal forms of the cleft syndrom demonstrated by stereophotogrammetric surveys of the face.
Br Dent J 132 (1972), 183.
35. DROEGE, F.,
Kieferbruchbehandlung mittels Knochennaht.
Dtsch Zahnärztl Z 5 (1950), 712.
36. DÜKER, J.,
HARLE, F.,
OLIVIER, D.,
Drahtnaht oder Miniplatte - Nachuntersuchung dislozierter Jochbeinfrakturen.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XXII (1977), 49.
37. ERLE, A.,
Untersuchungen zur Problematik der Osteosynthese bei Kiefer-Gesichts-Frakturen unter besonderer Berücksichtigung der Verträglichkeit von Knochendrahtnähten.
Med. Diss. Jena (1969).

38. ERLE, A.,
PETZ, R.,
über die Verträglichkeit von
Knochendrahtnähten und die Frage
ihrer Entfernung oder Belassung.
Dtsch Stomat 22 (1972), 425.
39. ESSER, E.,
TETSCH, P.,
Vergleichende Untersuchungen von
Draht- und Plattenosteosynthesen
im Unterkiefer.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 91.
40. EWERS, R.,
DÜKER, J.,
Zahnverletzung durch Osteosyn-
theseschrauben.
Dtsch Zahnärztl Z 35 (1980), 38.
41. EWERS, R.,
GERNET, W.,
KLAIBER, B.,
JONAS, I.,
Der Einfluß der Progenieopera-
tion auf das Kiefergelenk.
(Eine klinische und röntgenolo-
gische Bewertung der Kieferge-
lenkveränderungen bei verschie-
denen Progenieoperationsmethoden.
Dtsch Zahnärztl Z 35 (1980), 121.
42. EWERS, R.,
NIEDERDELLMANN, H.,
Spannungsoptische Untersuchungen
bei der Verschraubung von Osteo-
syntheseplatten.
Dtsch Zahnärztl Z 32 (1977), 349.
43. FINSTERWALDER, R.,
HOFMANN, W.,
Photogrammetrie.
Walter de Gruyter Verlag Berlin
(1968).

44. FREIHOFFER, H. P., Modellversuch zur Lageveränderung des Kieferköpfchens nach sagittaler Spaltung des Unterkiefers.
Schweiz Mschr Zahnheilk 87 (1977), 12.
45. FRIEDENBERG, Z. B., The effects of known compression forces on fracture healing.
FRENCH, G., Surg Gynecol Obstet 94 (1952), 743.
46. FRIES, R., Markdrahtung bei Unterkieferfrakturen.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XI (1966), 225.
47. FRIES, R., Technik und Indikation der offenen axialen Markdrahtung bei Unterkieferfrakturen.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XIX (1975), 108.
48. GABKA, J., Indikationen und Ergebnisse des extraoralen Schraubenschienenverbandes nach BECKER.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XIX (1975), 117.
49. GANZ, R., Mechanische Induktion der Knochenresorption.
PERREN, S. M., Fortschr Kiefer Gesichtschir
RÜTER, A., Bd. XIX (1975), 45.

50. GERLACH, K. L.,
PAPE, H.-D.,
Prinzip und Indikation der Mini-
plattenosteosynthese.
Dtsch Zahnärztl Z 35 (1980), 346.
51. GERLACH, K. L.,
PAPE, H.-D.,
TUNCER, M.,
Funktionsanalytische Untersu-
chungen nach der Miniplattenos-
teosynthese von Unterkieferfrak-
turen.
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir
6 (1982), 57.
52. GINESTET, G.,
Le traitement des fractures du
maxillaire inférieur par fixatur
externe.
Schweiz Mschr Zahnheilk 68
(1958), 226.
53. GÖTTE, H.,
Die Verwendung der perimandibu-
lären Drahtumschlingung in der
Kieferbruchbehandlung.
Dtsch Zahnärztl Z 12 (1957),
1050.
54. GOODSELL, J. O.,
Zitiert nach GRASSER (27).
55. GRASSER, H.-H.,
Die Behandlung von Kieferfrak-
turen mit Kunststoff und Fremd-
knochen.
Carl Hanser Verlag München
(1970).
56. GRASSER, H.-H.,
Metallosegefahr durch Osteosyn-
tesematerialien.
Dtsch Zahnärztl Z 27 (1972), 413.

57. GRASSER, H.-H., Osteosyntheseverfahren im Kieferbereich.
ZWR 82 (1973), 339.
58. GRUNER, H., A short-range system for dental
ZULQAR-NAIN, J., surgery.
ZANDER, H. A., Photogram Eng 33 (1967), 1240.
59. HÄRLE, F., Miniplattenosteosynthese am
DÜKER, J., Jochbein.
Dtsch Zahnärztl Z 31 (1976), 97.
60. HALLERT, K. B. P., Photogrammetry in medicine.
Photogrammetria 20 (1965), 81.
61. HANSMANN, Zitiert nach NIEDERDELLMANN (107).
62. HARNISCH, H., Die Behandlung von Unterkiefer-
frakturen durch extraorale
Knochen nagelung.
ZWR 59 (1958), 419.
63. HEISS, J., Klinik der Plattenosteosynthese.
GRASSER, H.-H., Dtsch Stomat 20 (1970), 161.
64. HEISS, J., Stabile Osteosynthese mit
GRASSER, H.-H., Platten.
Dtsch Zahnärztl Z 23 (1968),
1085.
65. HESS, H., Die Spannungskräfte der Druck-
plattenosteosynthese (Piezoelek-
trische Messungen bei verschie-
denen Verfahren).
Bücherei der Orthopädie
Enke Verlag Stuttgart (1972).

66. HEYDARIAN, F.,
EWERS, R.,
Kiefergelenksituation alter Kollumfrakturen mit Okklusionsstörungen vor und nach der Einschleiftherapie.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XXV (1980), 97.
67. HEYDARIAN, F.,
EWERS, R.,
ZIMMERMANN, A.,
Die Verletzung des Nervus alveolaris inferior, hervorgerufen durch Osteosyntheseschrauben.
Dtsch Zahnärztl Z 35 (1980), 42.
68. HOFFMEISTER, B.,
LAMBRECHT, J. Th.,
EWERS, R.,
Die dritte Dimension der Unterkieferosteosynthese.
Dtsch Zahnärztl Z 38 (1983), 384.
69. HOFMANN, H.,
MÜLLER, P.,
HEINER, H.,
THIEME, V.,
Histologische Untersuchungen zur Frakturheilung nach Druckplattenosteosynthese am Hundeunterkiefer.
Stomatol DDR 32 (1982), 567.
70. IPSEN, J.,
Eine Behandlung von Kieferbrüchen.
Zentralbl Chir 49 (1933), 2840.
71. KASPERK, Ch.,
Die Reaktion des alveolären Parodonts im Molarengebiet auf geringe und massive Unterkieferverlagerungen - eine tierexperimentelle Studie am ausgewachsenen Cercopithecus-aethiops-Affen.
Z Stomat 81 (1984), 25.

80. KULMER, S., Zur Therapie von Fehlpositionen
der Kondylen aus gnathologischer
Sicht.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XXV (1980), 9.
81. LAMBOTTE, A., Chirurgie opératoire des
fractures.
Masson Paris (1913).
82. LEHMANN, G., Photogrammetrie.
Walter de Gruyter Verlag Berlin
(1969).
83. LEINER, H. W., Stereophotogrammetrie in der
Kieferorthopädie.
Med. Diss. Bonn (1976).
84. LENTRODT, J., Indikation zur operativen bzw.
HÖLTJE, W.-J., konservativen Versorgung von
Unterkieferfrakturen.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 65.
85. LEOPOLD, D., Objektive Röntgenstereophoto-
GÜNTHER, E., grammetrie in der Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde.
Dtsch Zahnärztl Z 30 (1975), 555.
86. LIEBL, R., Kiefergelenksveränderungen nach
EWERS, R., kieferorthopädischen Operationen.
Dtsch Zahnärztl Z 35 (1980), 128.

87. LINDORF, H. H., Die Verschraubung der subkondylären vertikalen Osteotomie.
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 5 (1981), 52.
88. LINDORF, H. H., Funktionsstabile Tandem-Verschraubung der sagittalen Ramusosteotomie.
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 8 (1984), 367.
89. LUHR, H.-G., Die Kompressionsosteosynthese bei Frakturen des zahnlosen Unterkiefers - Experimentelle Untersuchungen und klinische Erfahrungen.
Med. Habil. Hamburg (1969).
90. LUHR, H.-G., Die Kompressionsosteosynthese zur Behandlung von Unterkieferfrakturen - Experimentelle Grundlagen und klinische Erfahrungen.
Dtsch Zahnärztl Z 27 (1972), 29.
91. LUHR, H.-G., Die Kompressionsosteosynthese bei Unterkieferfrakturen.
Carl Hanser Verlag München (1972).
92. LUHR, H.-G., Operative Behandlungsverfahren bei Frakturen des zahnlosen Unterkiefers unter besonderer Berücksichtigung der Kompressionsosteosynthese.
Chir Plast Reconstruct 7 (1970), 84.

93. LUHR, H.-G., Zur stabilen Osteosynthese bei
Unterkieferfrakturen.
Dtsch Zahnärztl Z 23 (1968), 754.
94. LUHR, H.-G., Histologische Untersuchungen zur
MAERKER, R., Frage der primären Knochenheil-
BUSCH, W., lung nach Kompressionsosteosyn-
MOHAUPT, K., these.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 13.
95. LUKJANENKO, V. S., Klinische Studien zur intra-
ossalen Osteosynthese bei der
Behandlung von Unterkieferfrak-
turen.
Stomatologiia (Mosk) 36 (1957),
31.
96. LUKJANENKO, V. S., Vergleichende Betrachtungen ver-
schiedener Osteosynthesemethoden
bei Unterkieferfrakturen und
ihre Indikation.
Stomatologiia (Mosk) 37 (1958),
15.
97. MARX, H., Die funktionsbedingten ela-
stischen Deformierungen der
menschlichen Mandibula.
Med. Habil. Mainz (1966).
98. MATHIS, H., Operative Behandlung von Unter-
kieferbrüchen.
Zahnärztl Prax 11 (1958), 3.

99. MAYER; D., Die Pin-Fixation in der Kieferbruchbehandlung.
Dtsch Zahnärztl Z 17 (1962), 1181.
100. MICHELET, F. X., Fixation with blockage of sagittal osteotomy of the ascending branches of the mandible with endobuccal plates in the treatment of antero-posterior malformations.
BENOIT, J. P.,
FESTAL, F.,
DESPUJOLS, P.,
BRUCHET, P.,
ARVOIR, A.,
Rev Stomatol 72 (1971), 531.
101. MICHELET, F. X., Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery.
DEYMES, J.,
DESSUS, B.,
J Maxillofac Surg 1 (1973), 79.
102. MIOSHI, T., Anwendung des Kirschner-Stahldrahtes bei Kiefer-, insbesondere Unterkieferfrakturen.
KATAOKA, Y.,
KASHIWAMURA, S.,
Dtsch Zahnärztl Z 14 (1959), 1076.
103. MONTANT, R., Hëmi-maxillectomie subtotale pour amëloblastome.
HELD, A.-J.,
Grefte osseuse fixëe par borches de Kirschner.
Schweiz Mschr Zahnheilk 73 (1963), 335.
104. MOTSCH, A., Die instrumentelle Okklusionsanalyse mit Hilfe des Whip-Mix-Artikulatorsystems.
Dtsch Zahnärztekalendar
Carl Hanser Verlag München (1979).

105. MÜLLER, M. E., Manual der Osteosynthese.
ALLGÖWER, M., Springer Verlag Berlin Heidel-
SCHNEIDER, R., berg New York (1977).
WILLENEGGER, W.,
106. NEUNER, O., Die Drahtnaht im Unterkiefer als
bewährte Methode zur funktionel-
len Kieferbruchbehandlung.
Schweiz Mschr Zahnheilk 81
(1971), 328.
107. NIEDERDELLMANN, H., Experimentelle Untersuchungen
und klinische Beispiele zur
Druckplattenosteosynthese am
Unterkiefer.
Med. Habil. Freiburg i. Br.
(1974).
108. NIEDERDELLMANN, H., Funktionsstabile Osteosynthese
SCHILLI, W. G., im Unterkiefer.
Dtsch Zahnärztl Z 27 (1972), 138.
109. NIEDERDELLMANN, H., Zur Plattenosteosynthese bei
SCHILLI, W., Unterkieferfrakturen.
Dtsch Zahnärztl Z 28 (1973), 638.
110. NYQUIST, G., Method of measuring volume move-
THAM, P., ments of impression, modell and
prosthetic base materials in a
photogrammetric way.
Photogram Eng 19 (1953), 670.
111. OERTEL, W., Zur Beurteilung der äußeren
Knochen Nagelung bei Unterkie-
ferfrakturen.
Dtsch Zahnärztl Z 11 (1957), 798.

112. PAPE, H.-D.,
HANENSTEIN, H.,
GERLACH, K. L.,
Chirurgische Versorgung der
Gelenkfortsatzfrakturen mit
Miniplatten.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XXV (1980), 81.
113. PAULUS, G. W.,
STEINHAUSER, E. W.,
A comparative study of wire
osteosynthesis versus bone
screws in the treatment of man-
dibular prognathism.
Oral Surg 54 (1982), 2.
114. PAUWELS, F.,
Die Bedeutung der Bauprinzipien
des Stütz- und Bewegungsappa-
rates für die Beanspruchung der
Röhrenknochen.
Z Anat Entwicklungsgesch 114
(1948), 129.
115. PAUWELS, F.,
Gesammelte Abhandlungen zur
funktionellen Anatomie des Be-
wegungsapparates.
Springer Verlag Berlin (1965).
116. PAUWELS, F.,
Grundriß einer Biomechanik der
Frakturheilung.
Z Orthop 72 (1941), 62.
117. PERREN, S. M.,
RAHN, B.,
CORDEY, J.,
Mechanik und Biologie der Frak-
turheilung.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 33.

118. PERREN, S. M.,
RUSSENBERGER, M.,
STEINEMANN, S.,
MÜLLER, M. E.,
ALLGÖWER, M.,
A dynamic compression plate.
Acta Orthop Scand Suppl 125
(1969), 31.
119. PREIN, J.,
ESCHMANN, A.,
SPIESSL, B.,
Ergebnisse der Nachuntersuchung
bei 81 Patienten mit funktions-
stabiler Unterkieferosteosyn-
these.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 304.
120. PREIN, J.,
SPIESSL, B.,
PERREN, S. M.,
Frakturheilung am Unterkiefer
nach operativer Versorgung.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 17.
121. RAHN, B.,
CORDEY, J.,
PREIN, J.,
RUSSENBERGER, M.,
Zur Biomechanik der Osteosyn-
these an der Mandibula.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 37.
122. RANDZIO, J.,
Das Tölzer Drahtschloß - ein
neuartiges Verbindungselement
für die Drahtosteosynthese.
Dtsch Zahnärztl Z 38 (1983), 407.
123. RANDZIO, J.,
Persönliche Mitteilung.
124. RASCHKE, N.,
Untersuchungen zur Verbesserung
der Fragmentfixation nach retro-
molarer sagittaler Osteotomie.
Stomatol DDR 30 (1980), 751.

125. REGENSBURGER, K.,
SCHENK, H.-J.,
WIEMANN, Ch.,
Die Stereophotogrammetrie und
ihre Anwendung in der stomatolo-
gischen Forschung.
(Eine Literaturübersicht).
Zahn Mund Kieferheilk 68 (1980),
786.
126. REICHENBACH, E.,
Zur Frage der operativen Knochen-
bruchbehandlung im Bereich des
Gesichtsschädels.
Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 17
(1953), 376.
127. RENNER, H.,
Zum Problem der Metallschädigung
bei der Osteosynthese des Ge-
sichtsskeletts mit Stahldraht.
Med. Diss. Würzburg (1969).
128. ROBINSON, M.,
YOON, C.,
The 'L' splint for the fractured
mandible - a new principle of
plating.
J Oral Surg 21 (1963), 395.
129. SACHS, L.,
Statistische Methoden.
Springer Verlag Berlin Heidel-
berg New York (1970).
130. SANDNER, O.,
GARCIA, M. E.,
Vorläufige Mitteilung: Intra-
oraler Weg zur Anlegung der A.O.
Osteosynthesekieferplatten.
ZWR 87 (1978), 764.

131. SCHARF, F.,
REUTER, E.,
Ergebnisübersicht über die Versorgung von Unterkieferfrakturen mit Osteosyntheseplatten.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XIX (1975), 82.
132. SCHARGUS, G.,
SCHRÖDER, F.,
HABERBERGER, W.,
NORDHEIM, J.,
Experimentelle und histologische Untersuchungen der Bruchheilung am osteotomierten Kaninchenunterkiefer nach Ruhigstellung der Fragmente durch Drahtnähte und Osteosyntheseplatten.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XIX (1975), 21.
133. SCHENK, H.-J.,
WIEMANN, Ch.,
REGENSBURGER, K.,
Eine stereophotogrammetrische Gerätekombination zur Vermessung von kieferorthopädischen Gipsmodellen.
Stomatol DDR 33 (1983), 462.
134. SCHENK, R. K.,
Histologie der primären Knochenheilung.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XIX (1975), 8.
135. SCHENK, R. K.,
WILLENEGGER, H.,
Zitiert nach LUHR (94) und SCHENK (134).
136. SCHILLI, W. G.,
Behandlungsmöglichkeiten bei Frakturen.
Therapiewoche 41 (1969), 2006.

137. SCHILLI, W.,
Indikation und Technik der stabilen Osteosynthese im Unterkiefer.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XIX (1975), 79.
138. SCHILLI, W.,
HARLE, F.,
Die funktionsstabile Osteosynthese - ein Problem des operativen Zugangs.
Fortschr Kiefer Gesichtschir Bd. XXI (1976), 300.
139. SCHILLI, W.,
NIEDERDELLMANN, H.,
Feinadaptation von Osteosyntheseplatten im Unterkiefer mit Knochenzement.
Dtsch Zahnärztl Z 28 (1973), 637.
140. SCHLEGEL, D.,
Freier Knochenersatz im Kieferbereich unter besonderer Berücksichtigung der Fremdimplantation.
Carl Hanser Verlag München (1965).
141. SCHMOKER, R.,
Exzentrisch dynamische Kompressionsplatte sowie Kompressions-zuggurtungsschiene, Kompressions-zuggurtungsplatte und Repositions-Kompressionszange.
Eine neue Technik der funktionsstabilen Unterkieferosteosynthese mit Kompression auf der Zugseite.
Med. Diss. Basel (1973).

142. SCHMOKER, R.,
SPIESSL, B.,
Exzentrisch-dynamische Kompressionsplatte.
Schweiz Mschr Zahnheilk 83 (1973), 1496.
143. SCHMOKER, R.,
SPIESSL, B.,
Fehlermöglichkeiten bei der Osteosynthese von Unterkieferfrakturen.
Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 3 (1978), 129.
144. SCHMOKER, R.,
SPIESSL, B.,
TSCHOPP, H. M.,
PREIN, J.,
JAQUES, W.-A.,
Die funktionsstabile Osteosynthese am Unterkiefer mittels EDCP.
Schweiz Mschr Zahnheilk 86 (1976), 167.
145. SCHROLL, K.,
Experimentelle Untersuchungen und klinische Erfahrungen mit der Plattenosteosynthese von enoral bei Frakturen des zahnlosen Unterkiefers - 1. Teil.
ZWR 83 (1974), 650.
146. SCHROLL, K.,
Experimentelle Untersuchungen und klinische Erfahrungen mit der Plattenosteosynthese von enoral bei Frakturen des zahnlosen Unterkiefers - 2. Teil.
ZWR 83 (1974), 742.
147. SCHROLL, K.,
Plattenosteosynthese bei Frakturen des zahnlosen Unterkiefers.
Öst Z Stomat 70 (1973), 394.

148. SCHROLL, K., Plattenosteosynthese bei Frak-
turen des zahnlosen Unterkiefers.
Öst Z Stomat 70 (1973), 444.
149. SCHÜLE, H., Schienung von Unterkieferfrak-
turen mittels extraoraler Ver-
schraubung.
Dtsch Zahnarztl Z 13 (1957), 933.
150. SCHWENZER, N., Das machanische und biologische
Verhalten der Drahtnaht bei der
Osteosynthese.
Dtsch Zahnarztl Z 21 (1966),
1266.
151. SCHWENZER, N., Zur Frage der Metallschädigung
und Stabilität bei der Draht-
osteosynthese im Mittelgesicht.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 145.
152. SCHWENZER, N., Zur Osteosynthese bei Frakturen
des Gesichtsskeletts.
Thieme Verlag Stuttgart (1967).
153. SCHWENZER, N., Tierexperimentelle Untersuchungen
DIEKMANN, J., zum Stabilitätsproblem bei
der Drahtnaht am Gesichtsskelett.
Stoma (Heidelb) 24 (1971), 153.
154. SCHWENZER, N., Experimentelle Untersuchungen
RENNER, H., zum Problem der Metallschädigung
bei der Drahtnaht am Gesichtsskelett.
Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 58
(1972), 145.

155. SCHWIDEFSKY, K., Grundriß der Photogrammetrie.
B. G. Feubner Verlagsgesellschaft Stuttgart (1963).
156. SHERMAN, W. O., Zitiert nach NIEDERDELMANN (107).
157. SLAVICEK, R., Fehlpositionierung der Kondylen -
Ursachen und Auswirkungen.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XXV (1980), 5.
158. SONNENBURG, M., Zur operativen Behandlung von
Unterkieferfrakturen.
Stomatol DDR 25 (1975), 673.
159. SONNENBURG, M., Biomechanische Untersuchungen
HÄRTEL, J., verschiedener Osteosynthesever-
fahren am spannungsoptischen
Unterkiefermodell.
Stomatol DDR 28 (1978), 83.
160. SPIESSL, B., Funktionsstabile Osteosynthese
bei Unterkieferfrakturen - Pro-
blematik und Technik.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XIX (1975), 68.
161. SPIESSL, B., Indikation und Technik der
operativen Kieferbruchbehandlung.
Fortschr Kiefer Gesichtschir
Bd. XI (1966), 129.

162. SPIESSL, B.,
SCHARGUS, G.,
Das Okklusionsproblem bei der
funktionsstabilen Osteosynthese
des bezahnten Unterkiefers.
Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 57
(1971), 293.
163. SPIESSL, B.,
SCHARGUS, G.,
SCHROLL, K.,
Die stabile Osteosynthese bei
Frakturen des unbezahnten Unter-
kiefers.
Schweiz Mschr Zahnheilk 81
(1971), 39.
164. SPIESSL, B.,
SCHROLL, K.,
Gesichtsschädel. In: Spezielle
Frakturen- und Luxationslehre
Bd. 1/1, herausgegeben von
H. Nigst, Georg Thieme Verlag
Stuttgart (1972).
165. SPITZER, W.,
RETTINGER, G.,
SITZMANN, F.,
Computerized tomography exami-
nation for the detection of
positional changes in the
temporomandibular joint after
ramus osteotomies with screw
fixation.
J Maxillofac Surg 12 (1984), 139.
166. SPITZER, W. J.,
SITZMANN, F.,
Computertomographische Unter-
suchung zur Beurteilung der
Lageveränderung der Kieferge-
lenke nach Ramusosteotomie mit
starrer Fragmentfixation.
Dtsch Zahnärztl Z 39 (1984), 929.

167. STARKA, L., Die Fotogrammetrie in der Stomatologie.
Stomatol DDR 31 (1981), 50.
168. STELLMACH, R., Der gegenwärtige Stand bei der freien Ersatzplastik des Unterkiefers.
ZWR 22 (1977), 1138.
169. SUND, G., Changes in the temporomandibular joint after oblique sliding osteotomy of the mandibular rami.
ECKERDAL, O., J Maxillofac Surg 11 (1983), 87.
ASTRAND, P.,
170. THAM, P., Photogrammetric application in dentistry.
Photogram Eng 19 (1953), 668.
171. THOMA, K. H., Methods of fixation of jaw fractures and their indications.
J Oral Surg 6 (1948), 125.
172. THOMAS, H. O., Zitiert nach RENNER (127).
173. TUINZING, D. B., Lageveränderungen des Caput mandibulae bei Verwendung von Zugschrauben nach sagittaler Osteotomie des Unterkiefers.
SWART, J. G. N., Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 2 (1978), 94.
174. VEIJROSTA, Z., Die Behandlung der Frakturen des Mittelgesichtsskeletts durch transfaciale Fixation mit dem Kirschnerdraht.
Dtsch Stomat 12 (1962), 387.

175. WAGNER, U.,
KÖLLNER, H.-J.,
Die Gelenkposition vor und nach
der operativen Korrektur der
Progenie - Vorläufige Mitteilung.
Zahn Mund Kieferheilk 68 (1980),
457.
176. WASSMUND, M.,
Frakturen und Luxationen des
Gesichtsschädels.
Hermann Meusser Berlin (1927).
177. WILLENEGGER, H.,
SCHENK; R.,
STRAUMANN, F.,
MÜLLER, M.,
ALLGÖWER, M.,
KRÜGER, H.,
Methodik und vorläufige Ergeb-
nisse experimenteller Unter-
suchungen über die Heilvorgänge
bei stabiler Osteosynthese an
Schaftfrakturen.
Langenbecks Arch Klin Chir 301
(1962), 846.
178. WUNDERER, S.,
Die Indikation der Knochendraht-
naht bei Unterkieferfrakturen.
Öst Z Stomat 54 (1957), 469.
179. ZISSER, G.,
ESKICI, H.,
Nachkontrollen und Ergebnisse
der intrafacialen Drahtauf-
hängung des Oberkiefers nach
ADAMS.
Öst Z Stomat 70 (1973), 310.

Lebenslauf

Am 29.05.1958 wurde ich als Sohn des Zahnarztes Dr. Horst Laser und seiner Ehefrau Jutta, geb. Eichner, in München geboren.

Nach vierjähriger Grundschulzeit an der Volksschule an der Führichstraße sowie an der Volksschule an der Gänselieselstraße, beide München, trat ich an das mathematisch-naturwissenschaftliche Asam-Gymnasium in München über, wo ich im Juni 1977 die allgemeine Hochschulreife erlangte.

Im SS 1978 begann ich mit dem Studium der Medizin an der Ludwig-Maximilians-Universität in München, an der ich ab dem SS 1979 Zahnmedizin studierte.

Die naturwissenschaftliche Vorprüfung folgte im Herbst des Jahres 1979, die zahnärztliche Vorprüfung im Frühjahr 1981. Die zahnärztliche Prüfung bestand ich im Herbst 1983. Tag der Approbation: 30.12.1983.

Darauf folgte eine eineinhalbjährige Tätigkeit als Assistenz Zahnarzt an der Poliklinik für Zahnersatzkunde der Ludwig-Maximilians-Universität in München. Zur Zeit leiste ich als Zahnarzt meinen Grundwehrdienst bei der Bundeswehr ab.

Herrn Professor Dr. Dr. D. Schlegel danke ich für die Überlassung des Themas und seine liebenswerte Unterstützung.

Herrn Dr. Dr. J. Randzio danke ich für die fachliche Betreuung und seine wertvollen Hinweise.

